

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号  
特開2003-339724  
(P2003-339724A)

(43)公開日 平成15年12月2日(2003.12.2)

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

A 6 1 B 17/56

識別記号

F I

A 6 1 B 17/56

テーマコード\* (参考)

4 C 0 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L 外国語出願 (全 55 頁)

(21)出願番号 特願2003-96007(P2003-96007)

(22)出願日 平成15年3月31日(2003.3.31)

(31)優先権主張番号 1 1 3 1 7 1

(32)優先日 平成14年3月29日(2002.3.29)

(33)優先権主張国 米国 (US)

(71)出願人 599134034

デピュイ・オーソピーディックス・インコ  
ーポレイテッド

DePuy Orthopaedics,  
Inc.

アメリカ合衆国、46581 インディアナ州、  
ワースー、オーソピーディック・ドライブ  
700

(74)代理人 100066474

弁理士 田澤 博昭 (外1名)

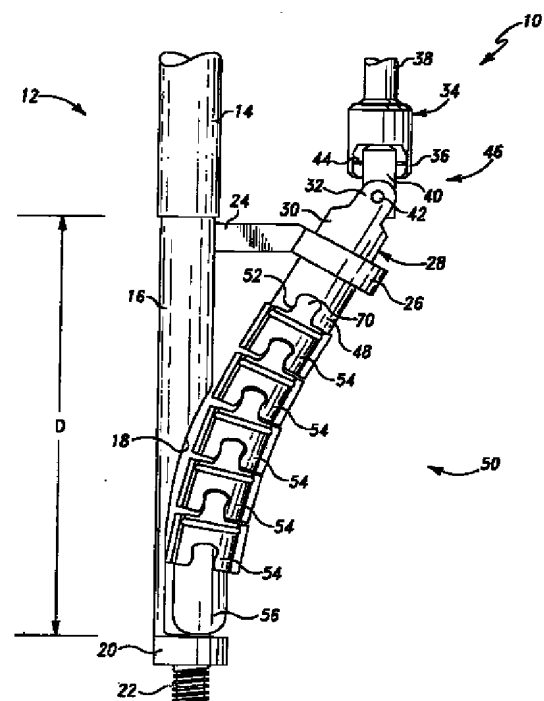
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 骨の湾曲した経路を切削する医療器具及び方法

(57)【要約】

【課題】 種々の角度の向きから入力回転動力を受け  
ることができ、入力回転動力に対して種々の角度方向に骨  
切削装置を配置することができる骨切削装置を提供す  
る。

【解決手段】 湾曲部に沿って回転運動の入力源に対し  
て少なくとも2つの角度の向きで骨を切削する医療用器  
具及び処置。特に、医療用器具は、所定の経路または湾  
曲部に沿って骨を切削するように形成されている。この  
骨の切削装置10は、フレーム12によって保持される  
湾曲軸の周りで回転可能なリーマー50を含む。軸は所  
望の切削曲線に対応する所定の湾曲部を有する。リーマ  
ー50は、複数の相互接続された部材からなり、各部材  
は、カッターを有する切削面を有する。リーマー50  
は、個々の部材の間で相互に接続されるように可撓性を  
有する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 各々が切削面を含む複数の個々の相互固定部材と、

前記複数の部材の最初の1つの部材と連通するように連結され、回転運動源に連結されるように形成された複数方向入力連結部と、を有し、前記複数方向入力連結部は、前記回転運動源から回転運動を前記複数の部材に伝達するように形成されている骨を切削するためのリーマー。

【請求項2】 最初の部材と、  
切削フレームに回転可能に受けられるように形成された最後の部材と、  
前記最初の部材に連結される第1の端部及び前記最後の部材に連結される第2の端部を画定し、各々が第1の切削面を有する複数の中間部材と、  
前記最初の部材と連通し、回転運動源に結合されるように形成された入力連結部と、を有し、前記入力連結部は、前記回転運動源に関してリーマーが2つの角度を向くことを可能にする骨を切削するためのリーマー。

【請求項3】 フレームと、  
前記フレームによって支持される湾曲ガイドと、  
前記湾曲ガイドに回転可能に維持され、各々が切断面を有する複数の連結部材を有するリーマーと、前記複数の部材の最初の1つの部材と連通するように連結され、回転運動源に連結されるように形成された複数方向入力連結部と、を有し、前記複数方向入力連結部は、前記回転運動源から回転運動を前記複数の部材に伝達するように形成されている骨を切削するための装置。

【請求項4】 フレームと、  
前記フレームによって支持される湾曲ガイドと、  
前記湾曲ガイドに回転可能に維持され、最初の部材と切削フレームに回転可能に受け入れられるように形成された最後の部材と前記最初の部材に連結された第1の端部及び前記最後の部材に連結された第2の端部とを有し、各々が第1の切削面を有する複数の中間部材とを有するリーマーと、  
前記最初の部材に連通し、回転運動源に連結されるように形成され、前記回転運動源に対してリーマーが2つの角度を向くことを可能にする入力連結部材とを含む骨を切削するための装置。

【請求項5】 骨の一部を切除するステップと、  
前記骨の髄内管を切削するステップと、  
回転運動源に対して第1の角度の向きで回転運動源に連結され、次に前記回転運動源に対して第2の角度の向きで連結される可撓性リーマーを使用して、切除された髄内管に隣接した骨の領域を切除するステップとを含む補綴移植部材用の骨を準備する方法。

【請求項6】 フレームと、  
各々が前記フレームによって支持され、異なる曲率半径を有する複数の案内軸と、

前記案内軸上に回転可能に維持されると共に、各々が切削面を有する複数の連結可能な部材を含むリーマーと、  
前記複数の部材の最初の部材と連通すると共に回転運動源に連結されるように形成された複数方向入力連結部材とを含み、前記複数方向入力連結部材は、前記回転運動源から回転運動を前記複数の部材に伝達するように形成され、前記フレームは、前記複数の案内軸の1つの案内軸を取り外し可能に受けられるようになっている医療用器具のキット。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療用器具及び手順に関し、特にプロテーゼの移植の準備の際に、骨の湾曲部に沿って骨を切削することができる医療器具に関する。

## 【0002】

【従来の技術】臀部ステムのような補綴ステムを移植する場合、骨又は髄内管を正確に成形して準備することは、補綴ステムと骨との間の良好な接触を保証するために非常に重要である。補綴ステムを移植するために骨管の準備は、現在、大腿骨のような骨の切除端部にドリルで孔を開け、次に、補綴ステムのシートの場所を提供するためにドリルで開けられた穴に隣接した領域を成形して準備する。

【0003】ドリルで開けられた穴に隣接した領域の準備は、ブローチ処置、または切削処置によって行うことができる。しかしながら、現在、骨の切削処置は、ブローチ処置と比較して多数のプロテーゼの分野での骨の準備において非常に正確な方法として認識されている。従って、現在、骨の切除は、骨の準備の好ましい方法である。この概念は、正確な骨のエンベロープが移植部材（すなわち、プロテーゼ又は補綴部品）と骨との間のギャップを低減し、それによって、初期及び長い期間の骨の内成長/固定を改良する。

【0004】現在、切削装置の重要な制限点は、骨を取り除くための直線リーマーを使用することである。直線リーマーは、骨に形成することができる形状寸法、したがって、対応する移植部材の外部の形状寸法を制限する。典型的な切削フレームが、1996年7月30日にデカルロJらに付与された特許文献1で理解することができる。この切削フレームは、種々の形状寸法に使用することができる直線リーマーを使用する。例えば、大腿骨の内側の骨内膜の形状寸法を湾曲部として説明することができる。したがって、多数の移植部材の設計は、この領域に装着するために中間の湾曲部を使用する。したがって、骨の準備、すなわち、骨を固定する精度を改良するような内側湾曲部を形成することができるように骨を正確に切削することができる装置を有することが望ましい。湾曲した通路に沿って骨を準備する1つの方法は、一連のブローチ処置を使用する方法である。

【0005】しかしながら、ブローチ処置には、大きな制限がある。このような制限の1つは、ブローチ処置の間に骨が破断する危険性があることである。ブローチ処置は、骨にブローチ工具を打ち付けることによって行われるので、骨が破断する傾向がある。

【0006】上述したことに鑑みて、可撓性のある髄管リーマーを提供する試みがなされてきた。このような髄管リーマーは、臀部プロテーゼ全体のようなプロテーゼ部品を挿入する時に準備する際に骨の髄管を大きくするために使用される。このような装置は、2000年4月25日にクラウドに付与された特許文献2に開示されている。クラウドは、リーマーのための可撓性軸を開示している。クラウドの軸は、その全体の長さにわたって、長手方向の穴を有する固体の部材と、連続的か、又は分割されるようにいずれかにわたって、軸の周りに螺旋形に延びるようにその上に形成されたスロットとを有する。しかしながら、クラウドの可撓性軸においては、軸部分においてのみ関係を有するので、リーマーの切断部分には関係がないという問題がある。このように、リーマーに関する切断部の形状寸法及びクラウドの可撓性軸は、リーマーの他の実施形態とは異なる。同様に、他の可撓性軸は、同じ理由の欠点がある。

【0007】さらに、従来のリーマーは、起動（すなわち、回転）力に接続する及び／又はそれを受けるための固定入力軸を有する。このように、従来のリーマーは、1つの方向についてのみ回転入力動力を受けることができる。通常、この方向は、0°（すなわち、「ストレート・オン」）である。したがって、これは入力動力方向が制限されるだけではなく、患者についてリーマーを使用することができる角度を制限する。

【0008】この点に鑑みて、非対称形の骨を準備するために骨切削器又は案内リーマーを有することが望ましい。さらに、複雑な骨の形状寸法を切削処置することができる骨カッターを有することが望ましい。さらに、湾曲部、特に、どのような曲率半径を有する湾曲部に沿っても骨を切削処置することができる骨切断装置を有することが望ましい。

【0009】さらに、画定された湾曲部に沿って正確に切削処置することができる骨カッターを有することが望ましい。さらに、種々の角度の向きから入力回転動力を受けことができ、及び／又は入力回転動力に対して種々の角度方向に骨切削装置を配置することができるようにする上述したような骨切削装置を有することが望ましい。

【0010】

【特許文献1】米国特許第5, 540, 694号

【特許文献2】米国特許第6, 053, 922号

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明は、湾曲部に沿って骨を切削するように形成された骨切削装置である。本

発明は、骨切削装置のために使用する処置を提供する。

【0012】骨切削装置は、フレームと、可撓性リーマーと、可撓性リーマーのガイドと、回転運動入力部材に連結される可撓性リーマーに連結される入力部材とを含む。ガイドは、所定の湾曲部材を有する。可撓性リーマーは、互いに連結されると共にその上で回転可能になるように案内部材によって支持される複数のカッターを含む。入力部材は、回転運動入力部材に対して2つ又はそれ以上の向きに可撓性リーマーを配置することができる。

【0013】1つの形態において、本発明は、骨切削装置のリーマーを提供する。リーマーは、複数の個々の相互固定部材を含み、各部材は、前記複数の部材の最初の部材と連通し、回転運動源に連結されるように形成される複数方向入力連結部材を有する。複数方向入力連結部材は、回転運動源から複数の部材に回転運動を伝達するように形成されている。

【0014】他の態様において、本発明は、骨を切削するリーマーを提供する。リーマーは、最初の部材と、切削フレームに回転可能に受けられるように形成された最後の部材と、最初の部材に連結された第1の端部及び最後の部材に連結された第2の端部を有し、第1の切削面を備えた複数の中間部材とを含む。さらに、リーマーは、最初の部材に連通し、回転運動源に連結されるように形成された入力連結部を含む。入力連結部は、回転運動源に対してリーマーの2つの角度の向きを可能にする。

【0015】他の態様において、本発明は、骨切削装置を提供する。骨切削装置は、フレームによって支持された湾曲案内部と、湾曲案内部に回転可能に維持され、各連結部材が切削面を有する複数の連結部材を含むリーマーとを含む。さらに骨切削装置は、複数の部材の最初の部材に連通し、回転運動源に連結されるように形成された複数方向入力連結部材を含む。複数方向入力連結部材は、回転運動源から複数の部材に回転運動を伝達するように構成されている。

【0016】さらに、他の態様によれば、本発明は、フレームと、フレームによって支持された湾曲ガイドと、湾曲ガイドに回転可能に維持されたリーマーとを含む骨切削装置を提供する。リーマーは、最初の部材と、切削フレームに回転可能に受けられるように形成された最後の部材と、最初の部材に連結された第1の端部及び最後の部材に連結された第2の端部とを画定する複数の中間の部材を有し、各中間部材は、第1の切削面を有する。さらに、骨切削装置は、最初の部材と連通し、回転運動源に連結されるように形成された入力連結部を含み、入力連結部は、回転運動源に関してリーマーの2つの向きを可能にする。

【0017】他の形態において、本発明は、補綴移植部材用の骨を準備する方法を提供する。この方法は、

(a) 骨の一部を切除するステップと、(b) 骨の髄内管を切削するステップと、(c) 回転運動源に対して第1の向きの角度で及び回転運動源に対して第2の角度の向きで回転運動源に連結される可撓性リーマーを使用して切削された髄内管に隣接した骨の領域を切削するステップとを有する。

【0018】他の形態において、本発明は、骨を切削する医療器具のキットを提供する。医療器具のキットは、フレームと、各々がフレームによって支持され、異なる曲率半径を有する複数の案内軸と、案内軸に回転可能に支持され、各々が切削面を有するリーマーと、複数の部材の最初の部材と連通すると共に回転運動源に連結されるように形成された複数方向入力連結部材とを有し、複数方向入力連結部材は、回転運動源から前記複数の部材に回転運動を伝達するように形成されており、前記フレームは、複数の案内軸の1つの軸を取り外し可能に受けられる。

【0019】本発明によって、ユーザは、所定の曲がった又は湾曲した通路に沿って骨を切削することができる。切削は、ブローチ処置より好ましい。なぜならば、切削処置は、長期間の固定に重要な移植部材と骨との間のギャップを低減するからである。

【0020】本発明は、複雑で湾曲した外形寸法を切削する能力を提供し、切削されている骨のさらにより装着を可能にする。

【0021】さらに、本発明は、回転運動／動力入力源及び／又は連結に対して2つ又はそれ以上好ましくは、複数の角度の向きで可撓性を有するリーマーを使用することができるようにする。

【0022】

【発明の実施の形態】本発明は種々の変更、改造される可能性があるが、その特定の実施形態は、図面に一例として示され、詳細が説明される。しかしながら、本発明を開示された特定の形態に制限する意図はなく、その反対に、添付した特許請求の範囲によって画定された本発明の精神及び観点内にある全ての変形例、等価物及び代替例をカバーするものである。

【0023】図1を参照すると、全体を符号10で示す骨切削装置の例示的な実施形態の側面図が示されている。骨切削装置10は、符号12で示されるフレーム、支持体、ガイド等を含む。フレーム12は、管、軸部材、ロッド等を構成する第1の、すなわち、上方部分14と、上方部分14より直径が小さいか、又は同じ直径である管、軸、管状部材を構成する第2の、すなわち、下方部分16とを有する。上方部分14及び下方部分16の双方の断面形状は、同じか又は異なるものであってもよく、円形、矩形又は他の適当な形状である。好ましくは、上方部分14及び下方部分16は、ステンレススチールからつくられるが、他の適当な材料を適宜、使用することができる。

【0024】フレーム12の下方部分16は、軸線方向に延びるコネクタ22を備えたベース20を有する。図1には示さないが、コネクタ22にガイドが結合されるようになっている。このように、コネクタ22は、ねじが形成された軸として示されているが、どのようなタイプのコネクタであってもよい。ガイドは、予めリーマーで処理された骨の髄内管に延びるように形成されている。さらに下方部分16は、その一方の側に沿って湾曲した切出部分、又は切欠き部分18を有する。切欠き部分18は、下方部分16の一点からベース20に延びている。切欠き部分18は、リーマー50の曲率に対応する曲率を有する。

【0025】上方部分14及び下方部分16にほぼ直角にアーム24が延びているが、好ましくは、図示するように、必ずしも下方部分16に結合されていなくともよい。アーム24は、ヨーク又はリング26を支持している。ヨーク26は、リーマー50が実質的にアーム24及び下方部分16と共に三角形の斜辺26を形成するようにアーム24に対して下方に傾斜していることが好ましい。ヨーク26は、駆動コネクタ28を保持するか、維持する。駆動コネクタ28は、ヨーク26内で回転可能である。

【0026】駆動コネクタ28は、U形状部材32で終結する上方部分30を有する。U形状部材32は、入力連結部材34を通して標準のリーマー動力ドライバ装置（図1には図示せず）に連結されるようになっている。入力連結部材34は、一端にU形状部材36を、他端に駆動軸38を有する。駆動軸38は、標準的なリーマー動力ドライバ又は他の回転起動装置に連結されるようになっている。

【0027】駆動連結部40が入力連結部材34と駆動コネクタ28との間の連結部を提供する。駆動コネクタ28及び入力連結部材34は、入力連結部の回転を駆動コネクタ28に連結するインターフェイス連結部46を画定する。駆動連結部40は、U形状部材32に取り付けられ、回転ピン42によってU形状部材に接続される。同様に、駆動連結部40は、U形状部材36内に配置され、回転ピン44によってU形状部材に接続される。この態様において、入力連結部材34及び駆動コネクタ28は、自在連結部のような複数方向入力ジョイント／連結部46を画定する。これにより、切削処理及び／又はその逆において、リーマー動力ドライバ（又は他の回転起動装置）を種々の位置に向けることができる。多数の向きの入力ジョイント／連結部46は、異なる形態であってもよいことは理解すべきである。駆動コネクタ28に回転運動を伝達するために入力連結部34をさせる基準がある。

【0028】図7(A)及び図7(B)を参照しながら、複数方向入力ジョイント／連結部46を詳細に説明する。最初、複数方向入力ジョイント／連結部46は、

動きの連続した経路に沿って2つの角度の入力リーマー処理から無限の数の角度の入力／リーマー加工が可能になることは理解すべきである。図7(A)及び図7

(B)に示すように、入力連結部34は、矢印200によって示されるように回転することになっている。矢印200は、特定の方向の回転、一方向のみの回転を示すが、入力連結部34は、反対方向に回転することもできることは理解すべきである。入力連結部34は、駆動連結部40を介して駆動コネクタ28に連結されるので、駆動コネクタ28は、同様に、矢印202によって支持されたように入力連結部34の回転方向に回転される。

【0029】駆動連結部40、したがって、入力連結部34は、回転ピン又はヒンジ42を介して駆動コネクタ28に接続されている。図面、特に図7(A)を参照すると、入力連結部34及び駆動連結部40は、矢印210によって支持されるように、回転ピン42及び駆動連結部28の周りを回転する。駆動コネクタ28が静止するように保持される場合、入力連結部34及び駆動連結部40は、矢印210によって表されるように、180°の弧を描くように回転ピン42の周りで回転することができる。したがって、回転運動装置(図7(A)には図示せず)は、リーマー50が静止して保持される間、種々の傾斜した向きに配置されることができる。

【0030】他の図面、特に図7(A)を参照すると、駆動連結部28は、矢印212によって示すように、回転ピン42、入力連結部34及び駆動連結部40の周りで回転する。入力連結部34が静止して保持される場合、駆動連結部28及び駆動連結部40は、矢印212によって表されるように180°の弧を描くように、回転ピン42の周りで回転することができる。したがって、回転運動装置は、リーマー50が、種々の角度の向きに配置することができる間、静止して保持されることができる。

【0031】他の図面、特に、図7(B)を参照すると、入力連結部34は、矢印222によって示すように、回転ピン44、駆動連結部40及び駆動連結部28の周りを回転する。駆動コネクタ28が静止して保持される場合、矢印によって表されるように、入力連結部34が180°の弧を描くように、回転ピン44の周りで回転することができる。したがって、回転運動装置(図7(B)には図示せず)は、リーマー50が静止して保持される間、種々の傾斜した向きに配置されることができる。

【0032】他の図面、特に図7(B)を参照すると、駆動連結部28及び駆動連結部40は、矢印220によって示すように、回転ピン44、入力連結部34の周りで回転する。入力連結部34が静止して保持される場合、駆動連結部28及び駆動連結部40は、矢印220によって表されるように180°の弧を描くように回転ピン44の周りで回転することができる。したがって、

回転運動装置は、静止して保持されることができるが、リーマー50は、種々の角度の向きに配置されることができる。

【0033】駆動コネクタ28は、ほぞ穴、凹所等として実施されるレセプタ52を有する底部部分48を画定する。ほぞ穴52は、リーマー50を受け、それとの接続を可能にするように形成される。この態様において、駆動コネクタ28の回転は、リーマー50を回転させる。リーマー50は、骨の中に延長されながら、骨を削るように形成され、適用され、及び／又は作動するようになっている。これは、例示的な骨切削装置10を使用して例示的な処置と関連して説明される。

【0034】リーマー50は、複数の部材、カッター、切削部材、切削部材等54及び末端部材56から成る。切削部材54は、互いに連結及び／又は結合され、駆動コネクタ28から末端部材56まで延びている。切削部材54は、リーマー50への可撓性を提供し、及び／又はリーマー50が曲がるか、湾曲することができるように連結される。さらに、切削部材54及び末端部材56は、曲がった位置で回転可能である。リーマー50は、適宜、多数の切削部材から成ることができる。以下に詳細に示すように、リーマー50は、どのような曲率半径(曲率)等にも形成することができる。

【0035】図4～図6を参照しながら、切削部材54を説明する。各切削部材54は、好ましくは、同一か、又は少なくともほぼ同一の形状をしているが、寸法(例えば、直径)は、必ずしも同一ではなくともよいことは理解できるであろう。したがって、図4～図6に示す切削部材54は、リーマー50の各切削部材54を示す。しかしながら、切削部材は、所望ならば、互いに異なっているともよいことは理解できるであろう。種々の目的のために変形例が使用される。

【0036】切削部材54は、ステンレススチール又は他の適当な材料から形成される本体60によって画定される。本体60は、リーマー50／切削部材54による切削処置によって生じる骨の所望の形状に依存して他の適宜な形状をとることができる。本体60は、第1の端部62及び第2の端部64を有し、この各々は、任意に名称を付けることができる。カニユーレ、穴、又は孔66は、本体60が軸に保持されるように軸の周りに延びるような寸法を有している。カニユーレ66は、切削部材54の回転軸を画定する。

【0037】第1の端部62は、ほぞ穴、凹所または凹部構造68を有するが、第2の端部は、ほぞ、凸部、又は凸部構造70を有する。凹部構造68は、カニユーレ／回転軸66にほぼ直角に延びている。ほぞ70は、同様にカニユーレ／回転軸66に直角に延びている。ほぞ穴68及びほぞ70は、他の切削部材54のほぞ70が凹部構造68に受け入れられることができ、他の切削部材70のほぞ穴68がほぞ70を受けるように、構造上

補完的な構造をしている。この態様において、切削部材54は、互いに連結されている。このような可撓性は、ほぞ穴または凹部とほぞまたは凸部との間での回転運動によって生じる。凹所又は凸部として描かれている以外の構造を使用し、考えられることは理解しなければならない。

【0038】また、本体60は、第1の切断刃、ブレード、構造、外形、面等72及び第2の切断刃、ブレード、構造、外形面等74を含む。切断面72及び切断面74は、本体60の外側に沿ってそこから軸線方向に離れた長手方向の距離延びている。切断面72及び切断面74の軸線方向の先端部からの直径が、骨の切削処理される部分の直径を決定する。したがって、本体60の直径が骨の切削処理される部分の直径を決定するのではなく、切断刃の軸線方向の長さも骨の切削処理される部分の直径を決定する。さらに、第1の表面72及び第2の表面74は、互いに正反対に対向して配置される。

【0039】また、切断刃が2つだけ示されているが、切断刃を1つだけ有していてもよく、2つ以上の切断刃を有していてもよいことは理解すべきである。好ましい実施形態において、切断面の数とは無関係に、各切断面は、単一の回転方向で骨を削るように形成されていてもよい。図示はしないが、切断面は、双方の回転方向において、切断ができるような切断面を設けてもよい。他の実施形態において、本体60の凹所及びほぞを反転するか、及び／又はリーマ50の各切削部分54を180°反転してもよい。

【0040】さらに、各単一の細長い軸線方向に直線的なカッターを有する切断面以外にも、各切断面は、直線又は湾曲したいくつかの分離した面からなってもよい。別の例として、直線、湾曲、螺旋又は、その組み合わせである複数の面を提供してもよい。切断面の種々の組み合わせ及び／又は形状も考えられる。

【0041】図1を参照すると、リーマ50に関して、その第1の切削部材54が駆動コネクタ28の下方部分48に結合されている。特に、第1の切削部材54のほぞ70は、駆動コネクタ28を介して下方部分48のほぞ穴52に連結されている。第2の切削部材54が、基本的に軸線方向に整列して同様の態様で第1の切削部材54に結合または連結されている。所望の数の切削部材54が軸線方向に互いに整列するように互いに連結され、最後の切削部材54が端部又は末端部材56に連結されている。リーマ50の切削部材54の数は、各切削部材54の長さ及び案内軸80の全長によって決定される。さらに、各切削部材54は、同じ直径（たとえば、10mm）を有していてもよく、いくつかの切削部材54は、同じ直径を有し、他の切削部材は、異なる直径を有していてもよく、各々の切削部材54は、直径が異なってもよく、他の種々の組み合わせであってもよい。各切削部材は、異なる直径を有する場合、好ま

しくは、直径は、入力コネクタの遠位のリーマの先端から入力コネクタの近位にリーマの端部に向かって増大する。

【0042】図12を参照すると、リーマの他の実施形態の全体が、符号300で示されている。リーマ300は、入力コネクタ部材310と、末端部材320とを有し、それらの双方は、他の実施形態について同様の態様である。しかしながら、この実施形態において、リーマ300は、コーン形状を形成し、切削部材330は、隣接する切削部材332より直径が小さく、この切削部材332は、隣接する切削部材334より直径が小さく、この切削部材334は、隣接する切削部材336より直径が小さく、この切削部材336は、隣接する切削部材338より直径が小さい。もちろんどのような数の切削部材でも、リーマ300を形成することができる。

【0043】図2及び図3を参照すると、骨切削装置10は、骨切削装置10がさらに軸80の形態のガイドをさらに含むことを示すために切削部材54の大部分又は全体が取り除かれて図示されている。軸80は、駆動コネクタ28からベース20に延びている所定の湾曲を有するように示されている。ヨーク26からベース20への距離Dの間の曲率（図1参照）は、切削処理される所望の量の骨切削装置及び／又は切削処理される骨領域の所望の寸法形状に基づいて決定される。したがって、軸80は、リーマ50による切削処理のための案内湾曲部を提供する。軸80は、軸80の周りで回転する切削部材54（リーマ50）に関して静止している。各切削部材54は、軸80上に配置される。特に、各切削部材54は、軸80上に回転可能に保持される。軸80は、各切削部材54の本体60の穴66を貫通する。同様に切削部材54全体が、同時に回転し、リーマ50を構成する。

【0044】本発明の1つの側面によれば、フレーム12は、異なる長さ及び／又は曲率の軸を支持するように作動する。これらの軸は、好ましくは、モジュラーの態様でフレーム内で交換することができる。切削部材54は、種々の軸と相互に交換可能であり、すなわち、種々の軸と共に使用することができる。

【0045】軸80がリーマ50の曲率を決定することは理解しなければならない。リーマ50は、複数の切削部材から成るので、曲げることができるか、湾曲しており、したがって、可撓性を有する。このように、複数の切削部材54を保持する軸80は、どのような曲率にも対応できる。したがって、骨切削装置10は、種々の湾曲部及び／又は曲率の軸が多数の切削部材と共に供給されるキットの部分である。フレーム12によって受けられる湾曲部案内カートリッジ（モジュラー又は交換可能な軸）を提供することもできる。このような態様で、変化する半径の曲率のグループを供給し、使用する

ことができる。

【0046】本発明の使用法及び用途を説明する。しかしながら、本発明の後述する使用法／用途は、使用法の1つの態様の例示であることは理解すべきである。特にこの明細書で説明しない他の方法も考えられる。図8を参照すると、プロテーゼの移植の場合、最初に準備される、全体が90で示されている大腿骨(断面)が示されている。特に、大腿骨90の上端部分は、切除面92を提供するために切除されている。このようなプロテーゼは、移植されるべき特定の切除について公知のものとして達成される。

【0047】切除の後、髓内管96は、ドリルで穴98が開けられる。髓内管96に穴98をつくる標準的なリーマー94が示されている。もちろん、髓内管96に穴98を提供する他の態様を使用することができる。

【0048】図9を参照すると、穴98は髓内管96に完全にリーマー処理され、ドリルで処理されている。穴98の長さ又は深さは、本出願で詳細に説明しない移植部材及び／又は他の要因に依存する。図9は、骨切削装置10を大腿骨90に前進させる次のステップを示している図である。骨切削装置10にガイド100が取り付けられている。特に、ガイド100は、骨切削装置10の最初の挿入の前にコネクタ22にねじによって取り付けられている。ガイド100は、骨切削装置10が大腿骨90に下方に配置されるとき、穴98に配置される。

【0049】骨切削装置10は、起動回転動力を提供するために作動する動力ドライバ102に接続されている。特に、軸38は、連結部材28を回転させ、駆動コネクタ28を回転させるように回転動力ドライバ102に連結されている。駆動コネクタ28の回転は、リーマー50を軸80の周りで回転させる。リーマー50が回転すると、骨切削装置10が大腿骨90内に前進される。各切削部材54の切断刃は、前進中に骨を切削する。図9は、複数方向ジョイント／連結部46の性質を示すために種々の位置で回転動力装置102を示す。もちろん、上述したように、回転動力装置102は、切削装置10が種々の角度の向きを有する方向に配置される間、静止するように保持される。

【0050】図10を参照すると、リーマー50が大腿骨90のほぼ三角形の領域に穴をあけ、及び／又は湾曲部が、患者の骨の形状にほぼ合致するとき、骨切削装置10が大腿骨90内に前進されていることを示す。典型的には、骨切削装置10は、ヨーク26が切除面92の近傍になり、及び／又は開けられた穴の湾曲部が中間の骨内膜に合致するまで大腿骨内に前進される。

【0051】図11は、領域104が骨切削装置10によって準備(切削)された大腿骨90を示す図である。準備された領域(三角形領域)104は、移植部材(図示せず)を受ける準備が整っている。

【0052】本発明は、種々の特徴及び／又は利点を提

供する。例えば、本発明は、骨切削装置10が休止状態にあるとき、ほぼ円筒形の形状寸法内にある相互固定切削部材を提供する。骨切削装置10のリーマー50は、可撓性を有し、カニューレが挿入される。このような可撓性は、ユーザが骨の準備で繰り返される関連する移植部材の外形寸法と一致する範囲の案内曲線(軸)に対応することができる。可撓性リーマー50の全長は、骨の切断又は切削を行い、標準のリーマー駆動動力装置によって駆動されることができる。リーマー50は、複数の個々の部材を含むので、個々の部材はなまったときに、交換することができる。これは、リーマー全体を交換する必要性を解消する。本発明の骨切削装置10に機能は、異なる軸80の使用を通して複数の移植部材を使用するために単一のタイプの移植部材に関する使用法をさらに広げることができる。各軸は、半径が変化する異なる軸又は湾曲部を有する。これらは、キットで提供される。同様に、キットは、切削部材の複数の組を提供し、各組が、特定の直径の切削部材を有する。例えば、1つの組の切削部材9mmの切断直径を有し、他の組の切削部材は、25mmの切断直径を有する。1.5mm〜2.0mmの増分で9mm〜27mmの所定の範囲の切断直径部材の組は、混合することができ、所望ならば、合致することができる。種々の組み合わせが考えられる。

【0053】この明細書で説明される骨切削装置の種々の特徴から生じる本発明の複数の利点がある。本発明の骨切削装置の他の実施形態は、説明した全ての特徴は含まないが、このような特徴の利点の少なくともいくつかからの利点を含むことに留意すべきである。当業者は、本発明の1つまたは複数の特徴を組み込み、本発明の精神及び範囲内にある骨切削装置を当業者自身のために容易に実施することができる。

【0054】対応する参照符号は、数枚の図面を通して対応する部品を示す。同様の参照符号は、数枚の図面を通して同じ部品を示すものである。

【0055】この発明の具体的な実施態様は次の通りである。

(1) 前記複数方向入力連結部材は、自在継手を含む請求項1に記載のリーマー。

(2) 前記複数方向入力連結部材は、前記回転運動源に連結された入力連結部と、前記複数の部材の前記最初の部材に連通する駆動連結部材と、前記入力連結部及び前記装置に連結された連結部とを含む請求項1に記載のリーマー。

(3) 前記インターフェイス連結部は、前記駆動連結部材に回転可能に連結されている実施態様(2)に記載のリーマー。

(4) 前記インターフェイス連結部は、前記入力連結部材に回転可能に連結される実施態様(2)に記載のリーマー。

(5) 各部材は、第2の切削面を有する請求項1に記載のリーマー。

【0056】(6) 各部材は、ほぼ円筒形の本体によって画定され、前記第1の切削面及び第2の切削面は、前記円筒形本体上で互いに径方向に配置されている実施態様(1)に記載のリーマー。

(7) 案内軸を含み、各部材は、前記案内軸上に回転可能に保持されている請求項1に記載のリーマー。

(8) 各部材は、回転軸線を画定する骨を含み、前記案内軸は、前記穴を貫通する実施態様(3)に記載のリーマー。

(9) 前記案内軸は、湾曲している実施態様(3)に記載のリーマー。

(10) 前記部材は、互いに対して軸線方向に移動可能である態様で互いに対して連結されている請求項1に記載のリーマー。

【0057】(11) 各部材は、その一端に形成された凹所と、その他端に形成された凸部とを含み、前記凹所及び前記凸部は、構造上補完的である実施態様(6)に記載のリーマー。

(12) 前記入力連結部材は、回転運動源に対してリーマーの複数の角度の向きを可能とする請求項2に記載のリーマー。

(13) 前記入力連結部材は、自在継手を含む実施態様(12)に記載のリーマー。

(14) 前記入力連結部材は、前記回転運動源に連結された入力連結部と、前記複数の部材の前記最初の部材に連通する駆動連結部材と、前記入力連結部及び前記装置連結部に連結されたインターフェイス連結部とを含む請求項2に記載のリーマー。

(15) 前記インターフェイス連結部は、前記駆動連結部材に回転可能に連結されている実施態様(14)に記載のリーマー。

【0058】(16) 前記インターフェイス連結部は、前記入力連結部材に回転可能に連結される実施態様(14)に記載のリーマー。

(17) 各中間部材は、第2の切削面を有する請求項2に記載のリーマー。

(18) 各中間部材は、ほぼ円筒形の本体によって画定され、前記第1の切削面及び第2の切削面は、前記円筒形本体上で互いに反対方向に配置されている実施態様(17)に記載のリーマー。

(19) 案内軸を含み、各部材は、前記案内軸上に回転可能に保持されている請求項2に記載のリーマー。

(20) 各中間部材は、回転軸線を画定する穴を含み、前記案内軸は、前記穴を貫通する実施態様(19)に記載のリーマー。

【0059】(21) 前記案内軸は、湾曲している実施態様(19)に記載のリーマー。

(22) 前記中間部材は、互いに対して軸線方向に移動

可能である態様で互いに対して連結されている請求項2に記載のリーマー。

(23) 各中間部材は、その一端に形成された凹所と、その他端に形成された凸部とを含み、前記凹所及び前記凸部は、構造上補完的である実施態様(22)に記載のリーマー。

(24) 前記入力連結部材は、自在継手を含む請求項3に記載の装置。

(25) 前記複数方向複数方向入力連結部は、前記回転運動源に連結された入力連結部材と、前記複数の部材の前記最初の部材に連通する駆動連結部と、前記入力連結部及び前記装置連結部に連結されたインターフェイス部とを含む請求項3に記載の装置。

【0060】(26) 前記インターフェイス連結部は、前記駆動連結部材に回転可能に連結されている実施態様(25)に記載の装置。

(27) 前記インターフェイス連結部は、前記入力連結部材に回転可能に連結される実施態様(25)に記載の装置。

(28) 各連結部材は、第2の切削面を有する請求項3に記載の装置。

(29) 各連結部材は、ほぼ円筒形の本体によって画定され、前記切削面は、前記円筒形本体上で互いに径方向に配置されている実施態様(28)に記載の装置。

(30) 前記湾曲ガイドは、ロッドを含む請求項3に記載の装置。

【0061】(31) 前記連結部材は、互いに対して軸線方向に移動可能である態様で互いに対して連結されている請求項3に記載の装置。

(32) 各連結部材は、その一端に形成された凹所と、その他端に形成された凸部とを含み、前記凹所及び前記凸部は、構造上補完的である実施態様(31)に記載の装置。

(33) 前記連結部材の最初の部材は、回転運動源に連結されるように形成されており、前記連結部材の最後の部材は、前記フレームに回転可能に受けられるように形成されている請求項3に記載の装置。

(34) 各中間部材は、第2の切削面を有する請求項4に記載の装置。

(35) 各中間部材は、ほぼ円筒形の本体によって画定され、前記第1の切削面及び第2の切削面は、前記円筒形本体上で互いに反対方向に配置されている実施態様(34)に記載の装置。

【0062】(36) 案内軸を含み、各中間部材は、前記案内軸上に回転可能に保持されている請求項4に記載の装置。

(37) 各中間部材は、回転軸線を画定する穴を含み、前記案内軸は、前記穴を貫通する実施態様(36)に記載の装置。

(38) 前記案内軸は、湾曲している実施態様(37)



に記載の装置。

(39) 前記中間部材は、互いに対して軸線方向に移動可能である態様で互いに対して連結されている請求項4に記載の装置。

(40) 各部材は、その一端に形成された凹所と、その他端に形成された凸部とを含み、前記凹所及び前記凸部は、構造上補完的である実施態様(39)に記載の装置。

(41) 各々の組が、他の組と異なる特定の切削直径を有する複数の連結部材の組を含む請求項6に記載の医療用器具のキット。

【0063】

【発明の効果】本発明によれば、種々の角度の向きから入力回転動力を受けることができ、入力回転動力に対して種々の角度方向に骨切削装置を配置することができる骨切削装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の原理による例示としての骨切削装置の側面図である。

【図2】切削部材が取り外され、湾曲したガイド軸が示されている図1の例示としての骨切削装置の斜視図である。

【図3】図1の例示としての骨切削装置の側面図である。

【図4】図1の骨切削装置の切削部材の底部から見た斜視図である。

【図5】切削部材の上方から見た斜視図である。

【図6】図4の線6-6に沿った切削部材の断面図である。

【図7】図7(A)及び図7(B)は、骨切削装置のリーマーと回転運動/動力源との間の連結部の拡大正面図である。

【図8】補綴移植部材用について最初に準備された切除大腿骨の一部の側断面図である。

【図9】図8の最初に切除された大腿骨を最初に切削加工した例示的な骨切削装置の側断面図である。

【図10】切削工程を完了する例示的な骨切削装置の側断面図である。

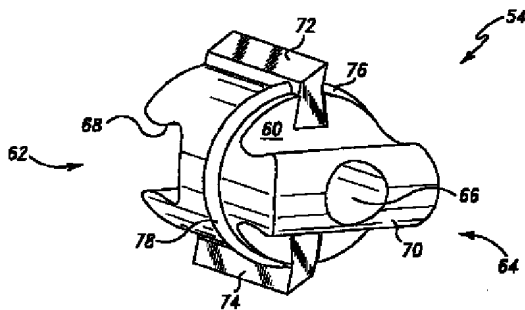
【図11】補綴移植部材の準備がされた図10の大腿骨の側断面図である。

【図12】本発明の1つの側面によるリーマーの他の実施形態の側面図である。

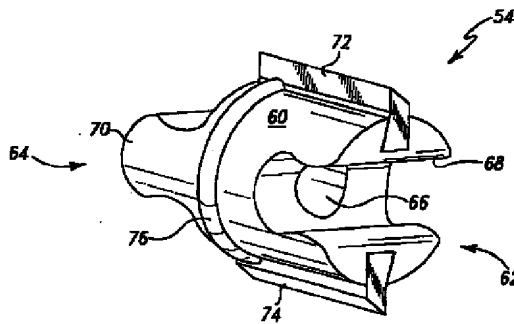
【符号の説明】

- 10 骨切削装置
- 12 フレーム
- 14 上方部分
- 16 下方部分
- 20 ベース
- 22 コネクタ
- 24 アーム
- 30 上方部分
- 34 入力連結部
- 40 駆動連結部
- 50 リーマー

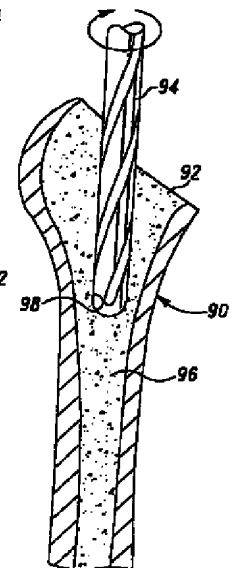
【図4】



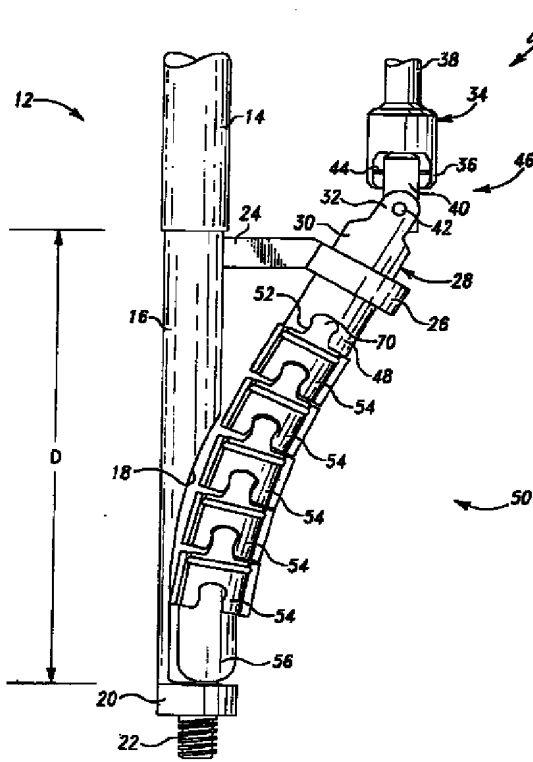
【図5】



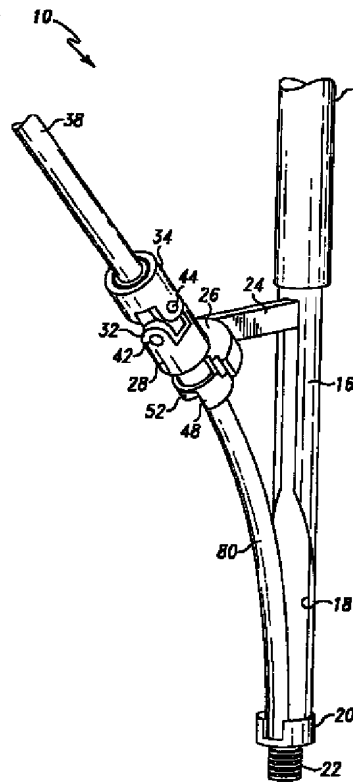
【図8】



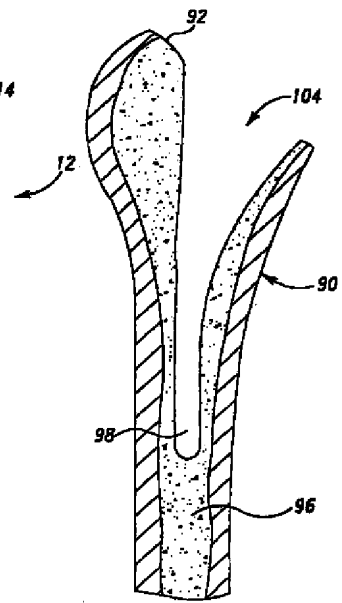
【図1】



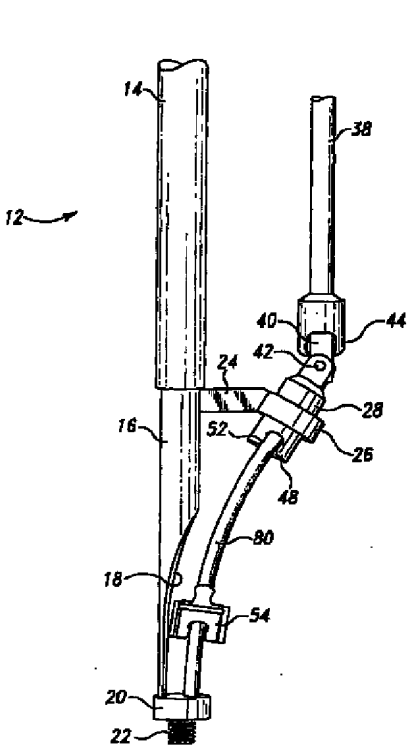
【図2】



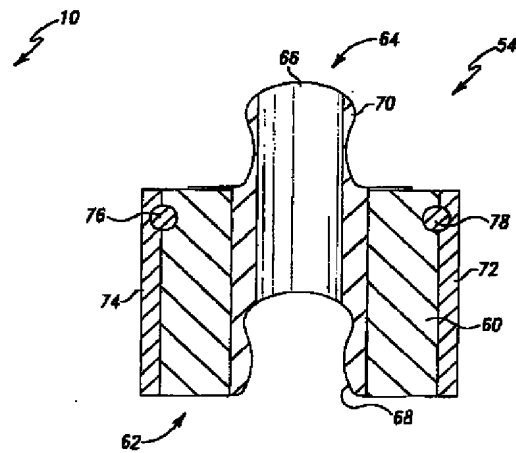
【図11】



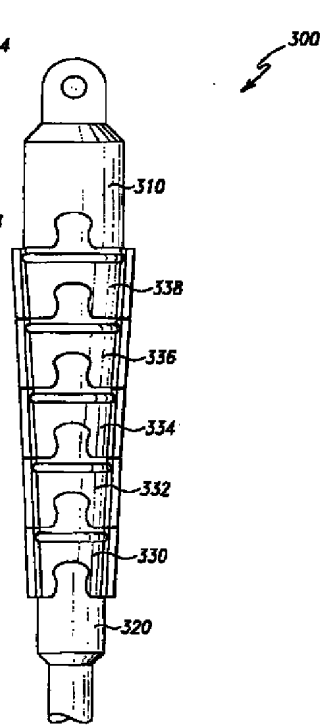
【図3】



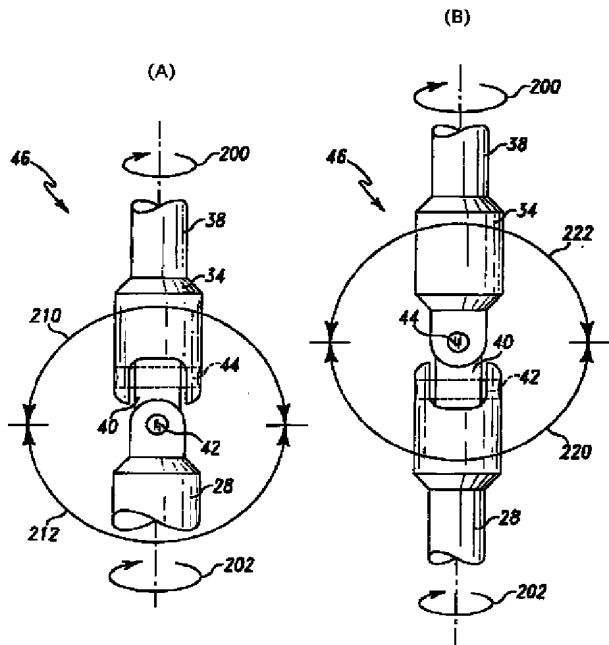
【図6】



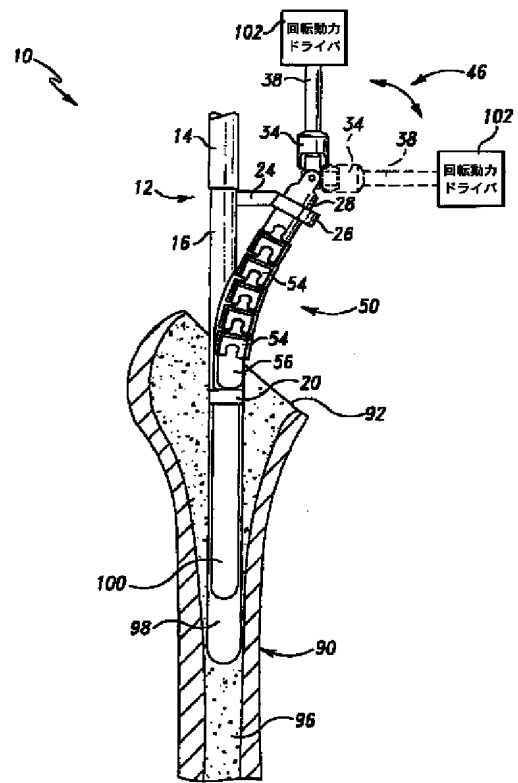
【図12】



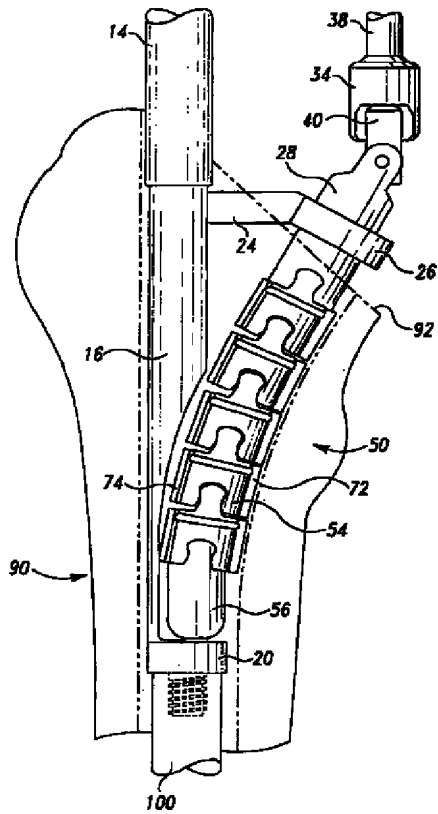
【図7】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(71)出願人 599134034  
700 Orthopaedic Drive,  
Warsaw, IN 46581,  
U. S. A.

(72)発明者 ラリー・ジー・マククリアリー  
アメリカ合衆国、46582 インディアナ州、  
ワーズー、イー・マクケンナ・ロード  
5104

(72)発明者 キンバリー・エイ・デューヤー  
アメリカ合衆国、46818 インディアナ州、  
フィート・ウェイン、ロン・ツリー・プレ  
イス 10720

Fターム(参考) 4C060 LL04 LL09 MM24

【 外国語明細書 】

**1 . Title of Invention**

**MEDICAL INSTRUMENT FOR MILLING A CURVED PATH  
IN BONE AND PROCEDURE**

**2 . Claims**

**1. A reamer for milling bone comprising:**

a plurality of individual, interlocking segments, each said segment including a cutting surface; and

a multi-orientation input coupling in communication with a first one of said plurality of segments and configured to be coupled to a source of rotary motion, said multi-orientation input coupling configured to transmit rotary motion from the source of rotary motion to said plurality of segments.

**2 . A reamer for milling bone comprising:**

a first segment;

a last segment configured to be rotatably received in a milling frame;

a plurality of intermediate segments defining a first end that is linked to said first segment and a second end that is linked to said last segment, each intermediate segment having a first cutting surface; and

an input coupling in communication with said first segment and configured to be coupled to a source of rotary motion, said input coupling allowing two angles of orientation of the reamer with respect to the source of rotary motion.

**3 . An apparatus for milling bone comprising:**

a frame;

a curved guide supported by said frame;

a reamer rotatably maintained on said curved guide, said reamer comprising a plurality of linked segments, each said linked segment having a cutting surface; and

a multi-orientation input coupling in communication with a first one of said plurality of segments and configured to be coupled to a source of rotary motion, said multi-orientation input coupling configured to transmit rotary motion from the source of rotary motion to said plurality of segments.

**4 . An apparatus for milling bone comprising:**

a frame;

a curved guide supported by said frame;

a reamer rotatably maintained on said curved guide, said reamer comprising:

a first segment;

a last segment configured to be rotatably received in a milling frame; and

a plurality of intermediate segments defining a first end that is linked to said first segment and a second end that is linked to said last segment, each intermediate segment having a first cutting surface; and

an input coupling in communication with said first segment and configured to be coupled to a source of rotary motion, said input coupling allowing two angles of orientation of the reamer with respect to the source of rotary motion.

5. A method of preparing a bone for prosthetic implantation comprising the steps of:

resecting a portion of a bone;

reaming the intramedullary canal of the bone; and

milling an area of the bone adjacent the reamed intramedullary canal using a flexible reamer coupled to a source of rotary motion at a first angle of orientation relative to the source of rotary motion and then at a second angle of orientation relative to the source of rotary motion.

6. A medical instrument kit comprising:

a frame;

a plurality of guide shafts each of which is adapted to be carried by said frame, each said guide shaft having a different radius of curvature;

a reamer rotatably maintained on said guide shaft, said reamer comprising a plurality of linkable segments, each said linkable segment having a cutting surface; and

a multi-orientation input coupling in communication with a first one of said plurality of segments and configured to be coupled to a source of rotary motion, said multi-orientation input coupling configured to transmit rotary motion from the source of rotary motion to said plurality of segments;

said frame adapted to removably receive one of said plurality of guide shafts.

### 3. Detailed Description of Invention

#### **Technical Field of the Invention**

The present invention relates to medical instruments and procedures and, more particularly, to a medical instrument capable of milling bone along a curve, especially in preparation for implantation of a prosthesis.

#### **Background of the Invention**

For implantation of prosthetic stems, such as hip stems, accurate preparation of the bone or intramedullary canal is extremely important in order to guarantee good contact between the prosthesis stem and the bone. Preparation of the bone canal for implantation of a prosthetic stem is presently prepared by drilling a resected end of a bone, such as a femur, and then preparing an area adjacent the drilled hole to provide a seat for the prosthetic stem.

Preparation of the area adjacent the drilled hole may be accomplished by broaching or by milling. Currently, however, milling has been identified as an extremely precise method of bone preparation in many orthopaedic applications as compared to broaching. Bone milling is currently thus the preferred method of bone preparation. The concept is that a precise bone envelope reduces the gaps between the implant (i.e. prosthesis or prosthetic component) and the bone, thereby improving the initial and long-term bone ingrowth/fixation.

A critical limitation of milling systems today is that they use straight reamers to remove bone. Straight reamers limit the geometry that can be



created in the bone and thus the external geometry of the corresponding implant. A typical milling frame can be seen in U.S. Patent 5,540,694 issued to DeCarlo, J. et al. on July 30, 1996. This milling frame uses a straight reamer that is useable for various geometries. For example, the anatomy of the medial endosteum of the femur can be described as a curve. Many implant designs thus employ a medial curve to load this region. It is therefore desirable to have a device that can precisely mill the bone to allow for the medial curve as such would improve the accuracy of the bone preparation and thus the bone fixation. One way of preparing the bone along a curved path is to use a series of broaches.

Broaches, however, have serious limitations. One such limitation is the risk of fracture during broaching. Since broaching is done by pounding the broach into the bone, the bone tends to fracture.

In consideration of the above, there have been attempts to provide flexible medullary canal reamers. Such medullary canal reamers are used to enlarge the medullary canal of bones in preparation for the insertion of a prosthetic component, such as a total hip prosthesis. One such device is provided in U.S. Patent 6,053, 922 issued to Krause et al. on April 25, 2000. Krause describes a flexible shaft for a reamer. The Krause shaft comprises a solid element with a longitudinal bore the entire length thereof, and a slot formed thereon that extends spirally around the shaft either continuously or segmentally. A problem, however, with the Krause flexible shaft is that Krause is only concerned with the

shaft portion and not the cutting portion of the reamer. As such, the cutting geometry associated with the reamer and the Krause flexible shaft is no different than other embodiment of reamers. As well, other flexible shafts fall short for the same reasons.

Additionally, prior reamers have fixed input shafts for connecting to and/or receiving motive (i.e. rotary) power. As such, the prior reamers are able to accept rotary input power with respect to only one direction. Typically, this direction is at 0° (i.e. "straight on"). Therefore, not only is the input power direction restricted, but this, in turn, restricts the angle at which the reamer may be used on a patient.

In view of the above, it would be desirable to have a bone miller or guided reamer for preparing non-axisymmetric bone.

It would be further desirable to have a bone cutter that can mill complex bone geometries.

It would be still further desirable to have a bone cutting device that can mill bone along a curve, especially a curve of any radius of curvature.

It would be yet further desirable to have a bone cutter that can provide precise milling along any defined curve.

It would be even further desirable to have a bone milling device as desired above that also is able to accept input rotary power from various angular orientations and/or allows bone milling device to be positioned at various angular orientations relative to the input rotary power.

**Summary of the Invention**

The subject invention is a bone milling apparatus that is configured to mill bone along a curve. The subject invention also provides a procedure of use for the bone milling apparatus.

The bone milling apparatus comprises a frame, a flexible reamer, and a guide for the flexible reamer, and an input coupled to the flexible reamer that is adapted to be coupled to a rotary motion input. The guide has a predetermined curve. The flexible reamer includes a plurality of cutters that are linked to each other and carried by the guide so as to be rotatable thereon. The input allows the flexible reamer to be positioned in two or more angular orientations relative to the rotary motion input.

In one form, the subject invention provides a reamer for milling bone. The reamer includes a plurality of individual, interlocking segments, with each segment including a cutting surface, and a multi-orientation input coupling in communication with a first one of said plurality of segments and configured to be coupled to a source of rotary motion. The multi-orientation input coupling is configured to transmit rotary motion from the source of rotary motion to the plurality of segments.

In another form, the subject invention provides a reamer for milling bone. The reamer includes a first segment, a last segment configured to be rotatably received in a milling frame, a plurality of intermediate segments defining a first end that is linked to the first segment and a second end that is linked to the last

segment with each intermediate segment having a first cutting surface. The reamer further includes an input coupling in communication with the first segment and configured to be coupled to a source of rotary motion. The input coupling allows two angles of orientation of the reamer with respect to the source of rotary motion.

In yet another form, the subject invention provides an apparatus for milling bone. The bone milling apparatus includes a frame, a curved guide supported by the frame, a reamer rotatably maintained on the curved guide the reamer comprising a plurality of linked segments with each linked segment having a cutting surface. The bone milling apparatus further includes a multi-orientation input coupling in communication with a first one of the plurality of segments and configured to be coupled to a source of rotary motion. The multi-orientation input coupling configured to transmit rotary motion from the source of rotary motion to the plurality of segments.

In a still further form, the subject invention provides an apparatus for milling bone including a frame, a curved guide supported by the frame, and a reamer rotatably maintained on the curved guide. The reamer includes a first segment, a last segment configured to be rotatably received in a milling frame, and a plurality of intermediate segments defining a first end that is linked to the first segment and a second end that is linked to the last segment, each intermediate segment having a first cutting surface. The bone milling apparatus further includes an input coupling in communication with the first segment and

configured to be coupled to a source of rotary motion, the input coupling allowing two angles of orientation of the reamer with respect to the source of rotary motion.

In still yet another form, the subject invention provides a method of preparing a bone for prosthetic implantation. The method includes the steps of: (a) resecting a portion of a bone; (b) reaming the intramedullary canal of the bone; and (c) milling an area of the bone adjacent the reamed intramedullary canal using a flexible reamer coupled to a source of rotary motion at a first angle of orientation relative to the source of rotary motion and then at a second angle of orientation relative to the source of rotary motion.

In an even further form, the subject invention provides a medical instrument kit for milling bone. The medical instrument kit includes a frame, a plurality of guide shafts each of which is adapted to be carried by the frame, each guide shaft having a different radius of curvature, a reamer rotatably maintained on the guide shaft, the reamer comprising a plurality of linked segments, each linked segment having a cutting surface, and a multi-orientation input coupling in communication with a first one of the plurality of segments and configured to be coupled to a source of rotary motion, the multi-orientation input coupling configured to transmit rotary motion from the source of rotary motion to said plurality of segments, wherein the frame is adapted to removably receive one of the plurality of guide shafts.

The subject invention allows a user to mill bone along a predetermined curve or curved path. Milling is preferred over broaching since milling decreases the gap between implant and bone which is critical for long term fixation. The subject invention provides the ability to mill complex, curved geometry that allows better loading of the nearby bone being milled.

Additionally, the subject invention allows the flexible reamer to be used in two or more, and preferably a plurality, of angular orientations relative to a source of rotary motion/power input and/or coupled thereto.

#### **Brief Description of the Drawings**

Fig. 1 is a side view of an exemplary bone milling apparatus in accordance with the principles of the subject invention;

Fig. 2 is a perspective view of the exemplary bone milling apparatus of Fig. 1 with its cutting segments removed showing its curved guide shaft;

Fig. 3 is a side view of the exemplary bone milling apparatus of Fig. 1;

Fig. 4 is a bottom perspective view of a cutting segment of the bone milling apparatus of Fig. 1;

Fig. 5 is a top perspective view of the cutting segment;

Fig. 6 is a sectional view of the cutting segment taken along line 6-6 of Fig. 4;

Figs. 7A and 7B are enlarged front views of the coupling between the reamer of the bone milling apparatus and a source of rotary motion/power;

Fig. 8 is a side sectional view of a portion of a resected femur being initially prepared for prosthetic implantation;

Fig. 9 is a side sectional view of the exemplary bone milling apparatus initially milling the initially resected femur of Fig. 8;

Fig. 10 is a side sectional view of the exemplary bone milling apparatus completing the milling process;

Fig. 11 is a side sectional view of the prepared femur of Fig. 10 ready for prosthetic implantation; and

Fig. 12 is a side view of an alternative embodiment of a reamer in accordance with an aspect of the subject invention.

Corresponding reference characters indicate corresponding parts throughout the several views. Like reference characters tend to indicate like parts throughout the several views.

#### **Detailed Description of the Invention**

While the invention is susceptible to various modifications and alternative forms, specific embodiments thereof have been shown by way of example in the drawings and will herein be described in detail. It should be understood, however, that there is no intent to limit the invention to the particular forms disclosed, but on the contrary, the intention is to cover all modifications, equivalents, and alternatives falling within the spirit and scope of the invention as defined by the appended claims.

Referring now to Fig. 1 there is shown a side view of an exemplary embodiment of a bone milling apparatus generally designated 10. The bone milling apparatus 10 includes a frame, support, guide, or the like generally designated 12. The frame 12 includes a first or upper portion 14 here constituting a tube, shaft, tubular member, rod, or the like, and a second or lower portion 16 here constituting a tube, shaft, tubular member, rod, or the like, that may be smaller in diameter than the upper portion 14 or may be the same diameter. The cross-sectional shape of both the upper and lower portions 14 and 16 may be the same or different, and may be circular, rectangular, or any other suitable shape. Preferably, the upper and lower portions 14 and 16 are made from stainless steel but other suitable materials may be used as appropriate.

The lower portion 16 of the frame 12 has a base 20 with a connector 22 extending axially therefrom. While not shown in Fig. 1, a guide is adapted to be coupled to the connector 22. As such, the connector 22 is shown (embodied as) a threaded shaft but can be any type of connector. The guide is configured to extend into a previously reamed intramedullary canal of a bone. The lower portion 16 further has a curved cutout or notch 18 along one side of thereof. The notch 18 extends from a point on the lower portion 16 to the base 20. The notch 18 has a curvature that corresponds to the curvature of a reamer 50.

An arm 24 extends substantially perpendicular to the upper and lower portions 14 and 16 and is preferably, as shown, but not necessarily, coupled to



the lower portion 16. The arm 24 supports a yoke or ring 26. The yoke 26 is preferably angled downwardly with respect to the arm 24 so that the reamer 50 substantially forms a hypotenuse of a triangle along with the arm 24 and the lower portion 16. The yoke 26 retains or holds a drive connector 28. The drive connector 28 is rotatable within the yoke 26.

The drive connector 28 has a top portion 30 terminating in a U-member 32. The U-member 32 is adapted to be coupled to standard reamer power driver equipment (not shown in Fig. 1), through an input coupling 34. The input coupling 34 also includes a U-member 36 at one end and a drive shaft 38 at another end. The drive shaft 38 is adapted to be coupled to the standard reamer power driver or other rotary motive devices.

A drive interface 40 provides an interface between the input coupling 34 and the drive connector 28. The drive connector 28 and the input coupling 34 define an interface coupling 46 that couples rotation of the input coupling 34 to the drive connector 28. The drive interface 40 is situated in the U-member 32 and is connected thereto by a pivot pin 42. In like manner, the drive interface 40 is situated in the U-member 36 and is connected thereto by a pivot pin 44. In this manner the input coupling 34 and the drive connector 28 define a multi-orientation input joint/coupling 46 such as a universal joint. This allows the reamer power driver (or other rotary motive device) to be oriented in various positions during the milling process and/or vice versa. It should be appreciated that the multi-orientation input joint/coupling 46 may take different forms. A

criterion is for the input coupling 34 to be operative to transfer rotary motion to the drive connector 28.

Referring to Figs. 7A and 7B, the multi-orientation input joint/coupling 46 will be described in greater detail. Initially, it should be appreciated that the multi-orientation input joint/coupling 46 may allow from only two angle of input/reaming to an infinite number of angles of input/reaming along a continuous path of movement. As depicted in Figs. 7A and 7B, the input coupling 34 is adapted to rotate as indicated by the arrow 200. While the arrow 200 indicates a particular direction of rotation, and only one direction, it should be appreciated that the input coupling 34 may be rotated in the opposite direction. Since the input coupling 34 is coupled to the drive connector 28 via the drive interface 40, the drive connector 28 likewise rotates in the direction of rotation of the input coupling 34 as indicated by the arrow 202.

The drive interface 40 and thus the input coupling 34 are connected to the drive connector 28 via the pivot pin or hinge 42. In accordance with one perspective and specifically referring to Fig. 7A, the input coupling 34 and the drive interface 40 pivots about the pivot pin 42 and the drive coupling 28 as indicated by the arrow 210. If the drive connector 28 is held stationary, the input coupling 34 and the drive interface 40 are able to pivot about the pivot pin 42 in a 180° arc as represented by the arrow 210. Thus, the rotary motion device (not shown in Fig. 7A) may be positioned in various angular orientations while the reamer 50 is held stationary.

In accordance with another perspective and again specifically referring to Fig. 7A, the drive coupling 28 pivots about the pivot pin 42, the input coupling 34 and drive interface 40 as indicated by the arrow 212. If the input coupling 34 is held stationary, the drive coupling 28 and the drive interface 40 are able to pivot about the pivot pin 42 in a 180° arc as represented by the arrow 212. Thus, the rotary motion device may be held stationary while the reamer 50 may be positioned in various angular orientations.

In accordance with another perspective and specifically referring to Fig. 7B, the input coupling 34 pivots about the pivot pin 44, the drive interface 40 and the drive coupling 28 as indicated by the arrow 222. If the drive connector 28 is held stationary, the input coupling 34 is able to pivot about the pivot pin 44 in a 180° arc as represented by the arrow 222. Thus, the rotary motion device (not shown in Fig. 7B) may be positioned in various angular orientations while the reamer 50 is held stationary.

In accordance with another perspective and again specifically referring to Fig. 7B, the drive coupling 28 and the drive interface 40 pivots about the pivot pin 44 and the input coupling 34 as indicated by the arrow 220. If the input coupling 34 is held stationary, the drive coupling 28 and the drive interface 40 are able to pivot about the pivot pin 44 in a 180° arc as represented by the arrow 220. Thus, the rotary motion device may be held stationary while the reamer 50 may be positioned in various angular orientations.

The drive connector 28 defines a bottom portion 48 that has a receptor 52, here embodied as a mortise, concavity or like (see e.g., Figs. 2 and 3). The mortise 52 is configured and/or adapted to receive and/or allow connection with the reamer 50. In this manner, rotation of the drive connector 28 rotates the reamer 50. The reamer 50 is configured, adapted, and/or operative to mill bone matter as it is extended into a bone. This will be explained further in connection with an exemplary procedure utilizing the subject exemplary bone milling apparatus 10.

The reamer 50 consists of a plurality of segments, cutters, cutting elements, cutting segments, or the like 54 and a termination segment 56. The cutting segments 54 are linked and/or coupled to one another and extend from the drive connector 28 to the termination segment 56. The cutting segments 54 are linked to provide flexibility to the reamer 50 and/or allow the reamer 50 to bend or curve. Additionally, the cutting segments 54 and the termination segment 56 are rotatable in the curved position. The reamer 50 may consist of as many cutting segments 54 as appropriate. As detailed below, the reamer 50 may be formed into any curve, radius of curvature (rate of curve) or the like.

With reference to Figs. 4-6, a cutting segment 54 will be described. It should be appreciated that each cutting segment 54 is preferably identical or at least substantially identical in shape, but not necessarily in size (e.g. diameter) with one another. Therefore, the cutting segment 54 shown in Figs. 4-6 represents each cutting segment 54 of the reamer 50. It should, however, be

appreciated that the cutting segments may differ from one another if desired. Variations may be used for various purposes.

The cutting segment 54 is defined by a body 60 preferably formed of stainless steel or other appropriate material. The body 60 is preferably substantially cylindrical but may take any other suitable shape, depending on the desired shape of a bore resulting from milling by the reamer 50/cutting segments 54. The body 60 has a first end 62 and a second end 64 each of which is named arbitrarily. A cannula, bore or hole 66 extends preferably centrally through the body 60. The cannula 66 is sized to extend about a shaft such that the body 60 is retained on the shaft. The cannula 66 defines an axis of rotation of the cutting segment 54.

The first end 62 has a mortise, concavity or concave structure 68 while the second end has a tenon, convexity or convex structure 70. The mortise 68 extends generally perpendicular to the cannula/axis of rotation 66. The tenon 70 likewise extends generally perpendicular to the cannula/axis of rotation 66. The mortise 68 and tenon 70 are complementary in structure such that a tenon 70 of another cutting segment 54 is receivable in the present mortise 68 and, a mortise 68 of another cutting segment 70 receives the present tenon 70. In this manner, the cutting segments 54 are linked to one another. Such linking allows the reamer 50 to be of any length and flexible. Such flexibility exists because of a pivoting motion between the mortise or concavity and the tenon or convexity. It

should be appreciated that structures other than those depicted for the concavity and the convexity may be utilized and is contemplated.

The body 60 also includes a first cutting tooth, blade, structure, feature, surface or the like 72 and a second cutting tooth, blade, structure, feature, surface, or the like 74. Each cutting surface 72 and 74 extends longitudinally along the outside of the body 60 and a distance axially therefrom. A diameter from axial tips of the cutting surfaces 72 and 74 determines the diameter of the milled portion of the bone. Thus, not only does the diameter of the body 60 determine the diameter of the milled portion of the bone, but the axial lengths of the cutting teeth. Additionally, the first and second surfaces 72 and 74 are disposed diametrically opposite one another.

It should also be appreciated that while only two cutting surfaces are shown, the cutting segment 54 may have only one cutting surface, or may have more than two cutting surfaces. Regardless of the number of cutting surfaces, in a preferred embodiment, each cutting surface is configured to mill bone in a single rotational direction. It should be appreciated, while not shown, that cutting surfaces may be provided that allow cutting in both rotational directions. It should also be appreciated that as an alternative embodiment, the mortise and tenon of the body 60 may be reversed and/or that each cutting segment 54 of the reamer 50 may be flipped 180°.

Further, rather than each cutting surface comprising a single elongated, axially straight cutter, each cutting surface may consist of several, separate

surfaces that may be straight or curved. Alternatively, a plurality of surfaces may be provided that are straight, curved, spiraled, or a combination thereof. Various combinations and/or configurations of cutting surfaces are contemplated.

Referring back to Fig. 1, with respect to the reamer 50, a first cutting segment 54 thereof is coupled to the lower portion 48 of the drive connector 28. Particularly, the tenon 70 of the first cutting segment 54 is linked to the mortise 52 of the lower portion 48 via the drive connector 28. A second cutting segment 54 is in like manner coupled or linked to the first cutting segment 54 in essentially axial alignment therewith. A given number of cutting segments 54 are then linked to each other in substantially axial alignment with one another with a last cutting segment 54 linked to the end or termination segment 56. The number of cutting segments 54 of the reamer 50 is determined by the length of each cutting segment 54 and the overall length of the guide shaft 80. Additionally, each cutting segment 54 may have the same diameter (i.e. 10mm), several cutting segments 54 may have the same diameter while others may have a different diameter, each cutting segment 54 may be different in diameter, or other various combinations. If each cutting segment has a different diameter, the diameters preferably increase from a beginning of the reamer (distal the input connector) to the end of the reamer (proximate the input connector).

Referring to Fig. 12, an alternative embodiment of a reamer, generally designated 300 is depicted. The reamer 300 has an input connector segment 310 and an ending segment 320 both of which are in like manner to the other

embodiments. In this embodiment, however, the reamer 300 forms a cone wherein the cutting segment 330 is smaller in diameter than an adjacent cutting segment 332, which is smaller in diameter than an adjacent cutting segment 334, which is smaller in diameter than an adjacent cutting segment 336, which is smaller in diameter than an adjacent cutting segment 338. Of course any number of cutting segments may make up the reamer 300.

Referring now to Figs. 2 and 3, the bone milling apparatus 10 is shown with most or all of the cutting segments 54 removed to illustrate that the bone milling apparatus 10 further includes a guide in the form of a shaft 80. The shaft 80 is provided in a predetermined curve that extends from the drive connector 28 to the base 20. The rate of curvature between distance D from the yoke 26 to the base 20 (see Fig. 1) is determined based on the desired amount of bone to be milled and/or the desired geometry of the bone area to be milled. Thus, the shaft 80 provides a guide curve for milling by the reamer 50. The shaft 80 is stationary with respect to the cutting segments 54 (reamer 50) that rotate about the shaft 80. Each cutting segment 54 is situated on the shaft 80. Particularly, each cutting segment 54 is rotatably retained on the shaft 80. The shaft 80 extends through the bore 66 of the body 60 of the respective cutting segment 54. As well, all of the cutting segments 54 rotate in unison which constitute the reamer 50.

According to one aspect of the subject invention, the frame 12 is operative to support shafts of different lengths and/or curvatures. These shafts



are replaceable within the frame 12 preferably in a modular fashion. The cutting segments 54 are interchangeable with the various shafts, that is the cutting segments 54 may be used with any of the various shafts.

It should be appreciated that the shaft 80 determines the curve of the reamer 50. Since the reamer 50 is comprised of a plurality of cutting segments, the reamer 50 can bend or curve and is thus flexible. As such, the shaft 80 that retains the plurality of cutting segments 54 may be of any curvature. The present bone milling apparatus 10 may thus be part of a kit in which shafts of various curves and/or rate of curvature are supplied along with a number of cutting segments. Curve guide cartridges (modular or replaceable shafts) may be provided that are accepted by the frame 12. In this manner a family of curves of varying radii may be supplied and used.

#### **Use of the Subject Invention**

A use and/or application of the subject invention will now be described. It should be appreciated, however, that the below-described use/application of the subject invention is only exemplary of one manner of use. Other manners of use not specifically described herein are contemplated. Referring to Fig. 8, there is depicted a femur (in cross-section) generally designated 90 that has been initially prepared for implantation of a prosthetic. Particularly, a top portion of the femur 90 has been resected to provide a resected surface 92. Such resection is accomplished as is known in the art for the particular prosthesis to be implanted.

After resection, the intramedullary canal 96 is drilled to create a bore 98. A standard reamer 94 is shown making the bore 98 in the intramedullary canal 96. Of course, other manners of providing a bore 98 in the intramedullary canal 96 may be used.

Referring to Fig. 9, the bore 98 has been reamed or drilled completely into the intramedullary canal 96. The length or depth of the bore 98 is dependent upon the implant and/or other factors that are not necessary to be detailed for the present application. Fig. 9 depicts the next step which is to advance the bone milling apparatus 10 into the femur 90. Attached to the milling apparatus 10 is a guide 100. Particularly, the guide 100 is threadedly attached to the connector 22 prior to initial insertion of the bone milling apparatus 10. The guide 100 is placed in the bore 98 as the bone milling apparatus 10 is placed downwardly into the femur 90.

The bone milling apparatus 10 is coupled to a power driver 102 that is operative to provide motive rotary power. Particularly, the shaft 38 is coupled to the rotary power driver 102 such that shaft 38 rotates the coupling 28 which, in turn, rotates the drive connector 28. Rotation of the drive connector 28 rotates the reamer 50 about the shaft 80. As the reamer 50 is rotated, the bone milling apparatus 10 is advanced into the femur 90. The cutting teeth of each cutting segment 54 mills bone during advancement. Fig. 9 depicts the rotary power device 102 in various positions to illustrate the nature of the multi-orientation joint/coupling 46. Of course, as indicated above, the rotary power device 102

may be held stationary while the milling device 10 may be positioned in various angular orientations.

Referring to Fig. 10, the bone milling apparatus 10 is shown advanced into the femur 90 such that the reamer 50 has milled a substantially triangular area in the femur 90 and/or when the curve substantially matches the patient's bone anatomy. Typically, the bone milling apparatus 10 is advanced into the femur 90 until the yoke 26 is proximate the resection surface 92 and/or the milled curve matches the medial endosteum.

Fig. 11 depicts the prepared femur 90 in which an area 104 has been prepared (milled) by the bone milling apparatus 10. The prepared area 104 (triangular area) is ready to receive the implant (not shown).

The subject invention provides various features and/or advantages. For example, the subject invention provides interlocking cutting segments that exist within a generally cylindrical geometry when the bone milling apparatus 10 is in a rest state. The reamer 50 of the bone milling apparatus 10 is flexible and cannulated. Such flexibility can accommodate a range of guide curves (shafts) that are consistent with an associated implant geometry that a user is duplicating in bone preparation. The entire length of the flexible reamer 50 provides cutting or milling of bone and can be driven by standard reamer driver power equipment. Since the reamer 50 is comprised of a plurality of individual segments, an individual segment can be replaced when dull. This obviates the need to replace the entire reamer. Functionality of the subject bone milling apparatus 10 can be

extended from use with respect to a single type of implant to use for a plurality of implants through the use of different shafts 80. Each shaft would have different curves or shafts of varying radii. Such would be provided in a kit. As well, the kit may provide a plurality of sets of cutting segments, with each set of cutting segments of a particular diameter. For example, one set of cutting segments may have a cutting diameter of 9 mm, while another set of cutting segments may have a cutting diameter of 25mm. Sets of a range of cutting diameter segments from 9mm to 27mm, for example, in 1.5mm to 2.0mm increments may be provided as well. Different cutting diameter cutting segments may also be mixed and matched if desired. Various combinations are contemplated.

There is a plurality of advantages of the subject invention arising from the various features of the bone milling apparatus described herein. It will be noted that alternative embodiments of the bone milling apparatus of the subject invention may not include all of the features described yet still benefit from at least some of the advantages of such features. Those of ordinary skill in the art may readily devise their own implementations of a bone milling apparatus that incorporate one or more of the features of the subject invention and fall within the spirit and scope of the subject invention.

4. Preferred aspects are provided as stated in the followings

(1) The reamer of claim 1, wherein said multi-orientation input coupling comprises a universal joint.

(2) The reamer of claim 1, wherein said multi-orientation input coupling comprises:

- an input coupling adapted to be coupled to the source of rotary motion;
- a drive coupling in communication with said first one of said plurality of segments; and
- an interface coupled to said input coupling and said device coupling.

(3) The reamer of aspect (2), wherein said interface is pivotally coupled to said drive coupling.

(4) The reamer of aspect (2), wherein said interface is pivotally coupled to said input coupling.

(5) The reamer of claim 1, wherein each segment has a second cutting surface.

(6) The reamer of aspect (1), wherein each segment is defined by a generally cylindrical body, and said first and second cutting surfaces are disposed diametrically opposite each other on said cylindrical body.

(7) The reamer of claim 1, further comprising:

a guide shaft; and

wherein each segment is rotatably retained on said guide shaft.

(8) The reamer of aspect (3), wherein each segment includes a bore defining an axis of rotation and said guide shaft extends through said bores.

(9) The reamer of aspect (3), wherein said guide shaft is curved.

(10) The reamer of claim 1, wherein said segments are linked to each other in a manner allowing axial displacement relative to one another.

(11) The reamer of aspect (6), wherein each segment includes:

a concavity on one end thereof; and

a convexity on another end thereof;

said concavity and said convexity being complementary in structure.

(12) The reamer of claim 2, wherein said input coupling allows a plurality of angles of orientation of the reamer with respect to the source of rotary motion.

(13) The reamer of aspect (12), wherein said input coupling comprises a universal joint.

(14) The reamer of claim 2, wherein said input coupling comprises:

- an input coupling adapted to be coupled to the source of rotary motion;
- a drive coupling in communication with said first one of said plurality of segments; and
- an interface coupled to said input coupling and said device coupling.

(15) The reamer of aspect (14), wherein said interface is pivotally coupled to said drive coupling.

(16) The reamer of aspect (14), wherein said interface is pivotally coupled to said input coupling.

(17) The reamer of claim 2, wherein each intermediate segment has a second cutting surface.

(18) The reamer of aspect (17), wherein each intermediate segment is defined by a generally cylindrical body, and said first and second cutting surfaces are disposed diametrically opposite each other on said cylindrical body.

(19) The reamer of claim **2**, further comprising:

a guide shaft; and

wherein each intermediate segment is rotatably retained on said guide shaft.

(20) The reamer of aspect (19), wherein each intermediate segment includes a bore defining an axis of rotation and said guide shaft extends through said bores.

(21) The reamer of aspect (19), wherein said guide shaft is curved.

(22) The reamer of claim **2**, wherein said intermediate segments are linked to each other in a manner allowing axial displacement relative to one another.

(23) The reamer of aspect (22), wherein each intermediate segment includes:

a concavity on one end thereof; and

a convexity on another end thereof;

said concavity and said convexity being complementary in structure.

(24) The reamer of claim **3**, wherein said multi-orientation input coupling comprises a universal joint.

(25) The reamer of claim **3**, wherein said multi-orientation input coupling comprises:

an input coupling adapted to be coupled to the source of rotary motion;

a drive coupling in communication with said first one of said plurality of segments; and

an interface coupled to said input coupling and said device coupling.

- (26) The reamer of aspect (25), wherein said interface is pivotally coupled to said drive coupling.
- (27) The reamer of aspect (25), wherein said interface is pivotally coupled to said input coupling.
- (28) The apparatus of claim **3**, wherein each linked segment further has a second cutting surface.
- (29) The apparatus of aspect (28), wherein each linked segment is defined by a generally cylindrical body, and said cutting surfaces are disposed diametrically opposite each other on said cylindrical body.
- (30) The apparatus of claim **3**, wherein said curved guide comprises a rod.
- (31) The apparatus of claim **3**, wherein said linked segments are coupled to each other in a manner allowing axial displacement of said linked segments relative to one another.



(32) The apparatus of aspect (31), wherein each linked segment includes:

a concavity on one end thereof; and

a convexity on another end thereof;

said concavity and said convexity being complementary in structure.

(33) The apparatus of claim 3, wherein a first segment of said linked segments is configured to be coupled to a source of rotary motion, and a last segment of said linked segments is configured to be rotatably received in said frame.

(34) The reamer of claim 4, wherein each intermediate segment has a second cutting surface.

(35) The reamer of aspect (34), wherein each intermediate segment is defined by a generally cylindrical body, and said first and second cutting surfaces are disposed diametrically opposite each other on said cylindrical body.

(36) The reamer of claim 4, further comprising:

a guide shaft; and

wherein each intermediate segment is rotatably retained on said guide shaft.

(37) The reamer of aspect (36), wherein each intermediate segment includes a bore defining an axis of rotation and said guide shaft extends through said bores.

(38) The reamer of aspect (36), wherein said guide shaft is curved.

(39) The reamer of claim 4, wherein said intermediate segments are linked to each other in a manner allowing axial displacement relative to one another.

(40) The reamer of aspect (39), wherein each intermediate segment includes:

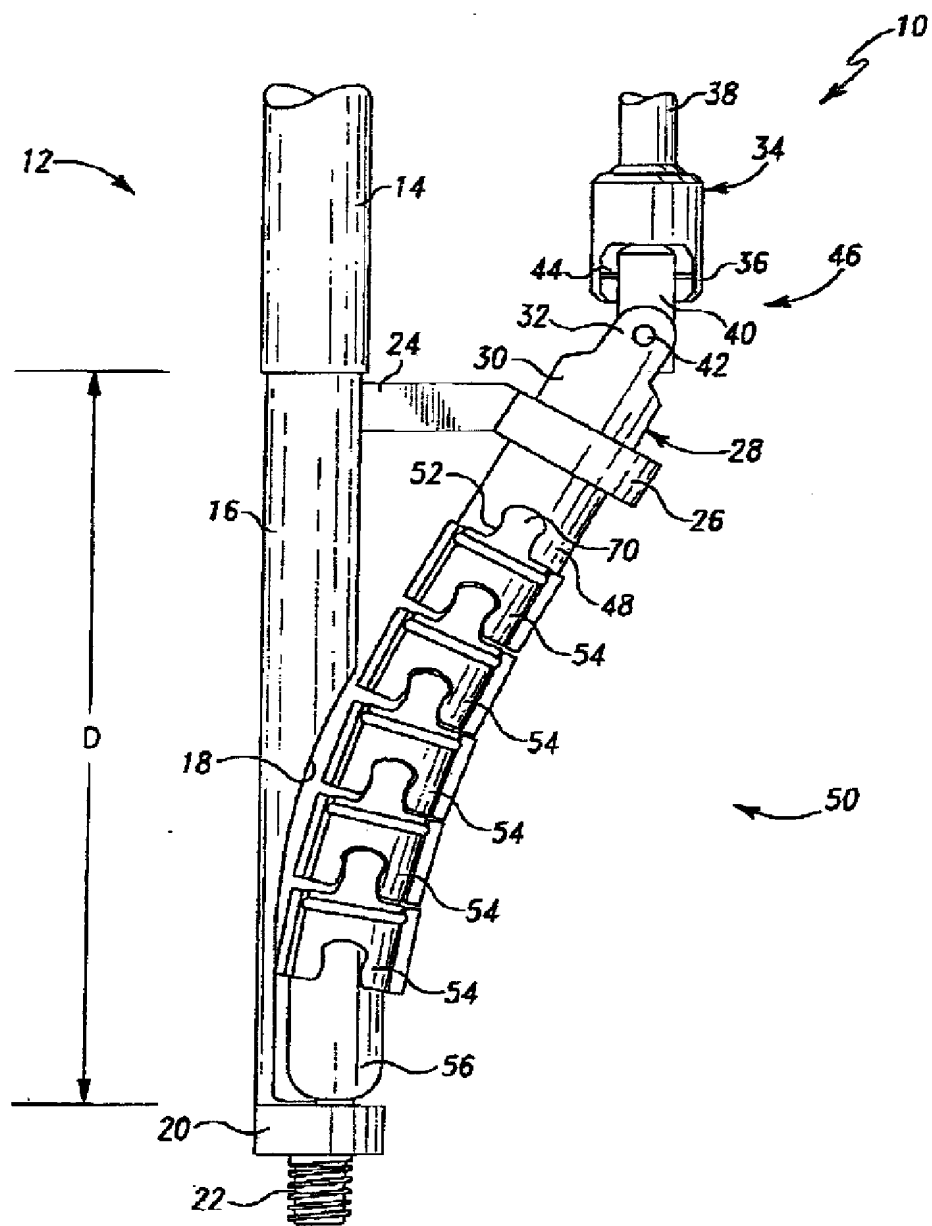
a concavity on one end thereof; and

a convexity on another end thereof;

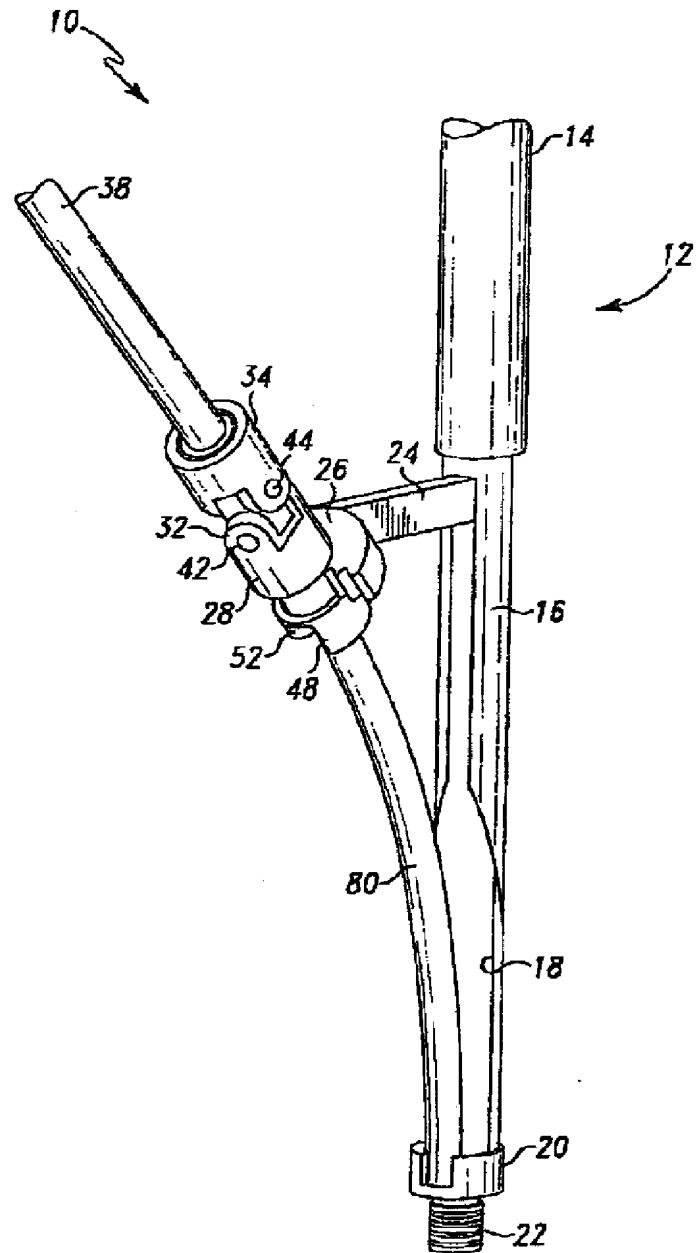
said concavity and said convexity being complementary in structure.

(41) The medical instrument kit of claim 6, further comprising a plurality of sets of linkable segments, each set of linkable segment having a particular cutting diameter that is different than each other set.

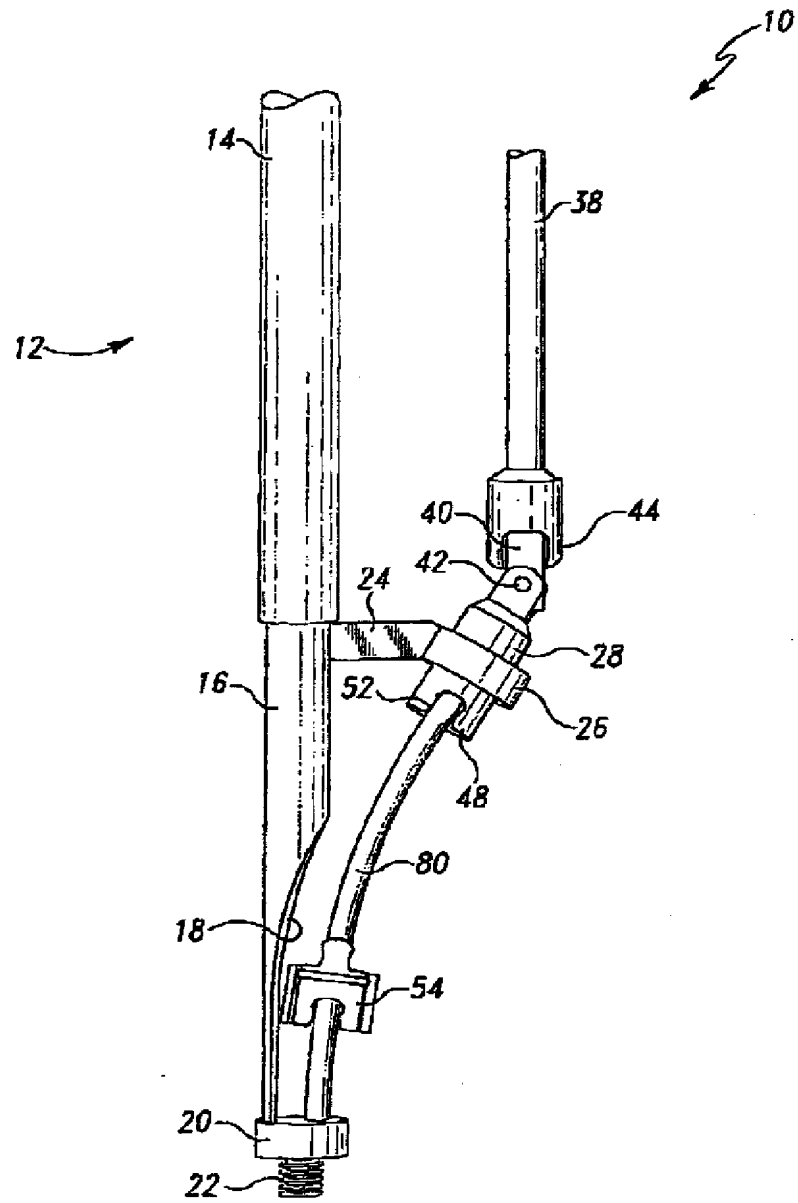
【図1】



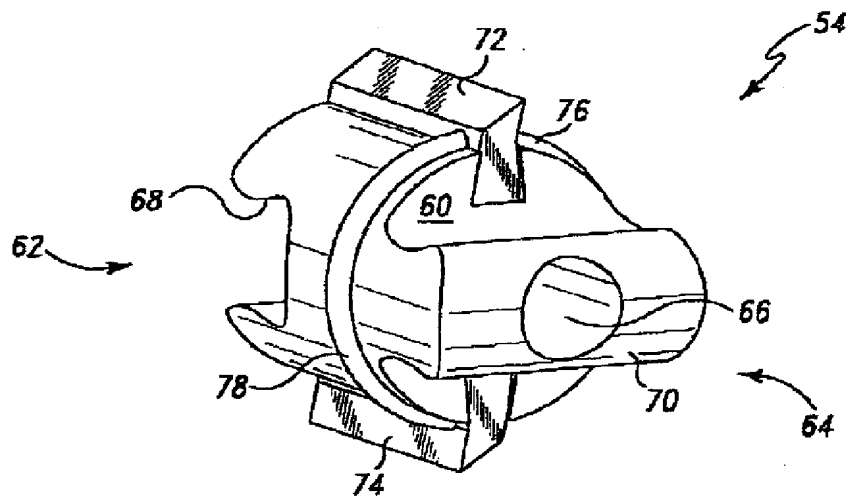
【図2】



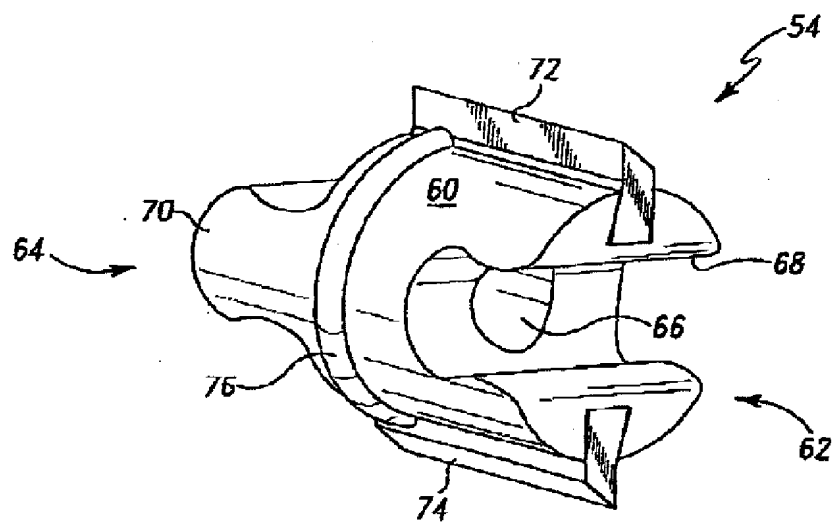
【図 3】



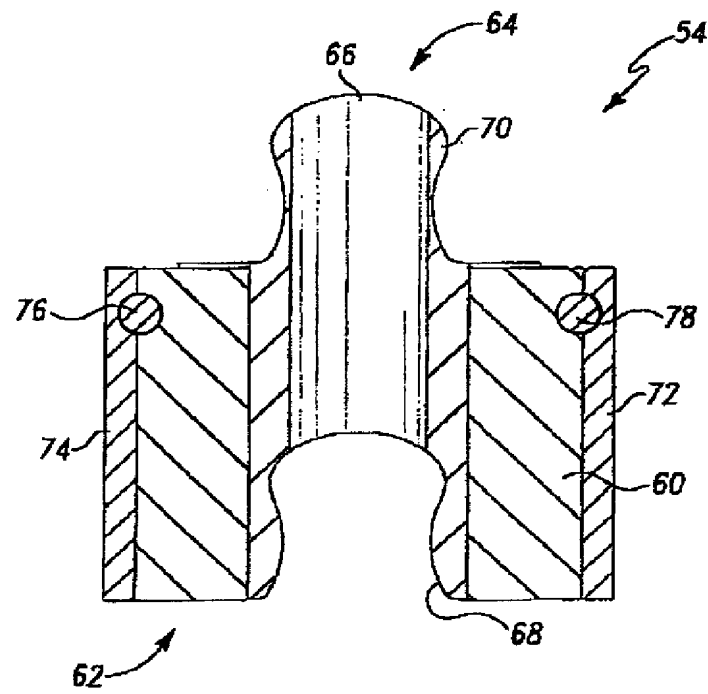
【図 4】



【図 5】

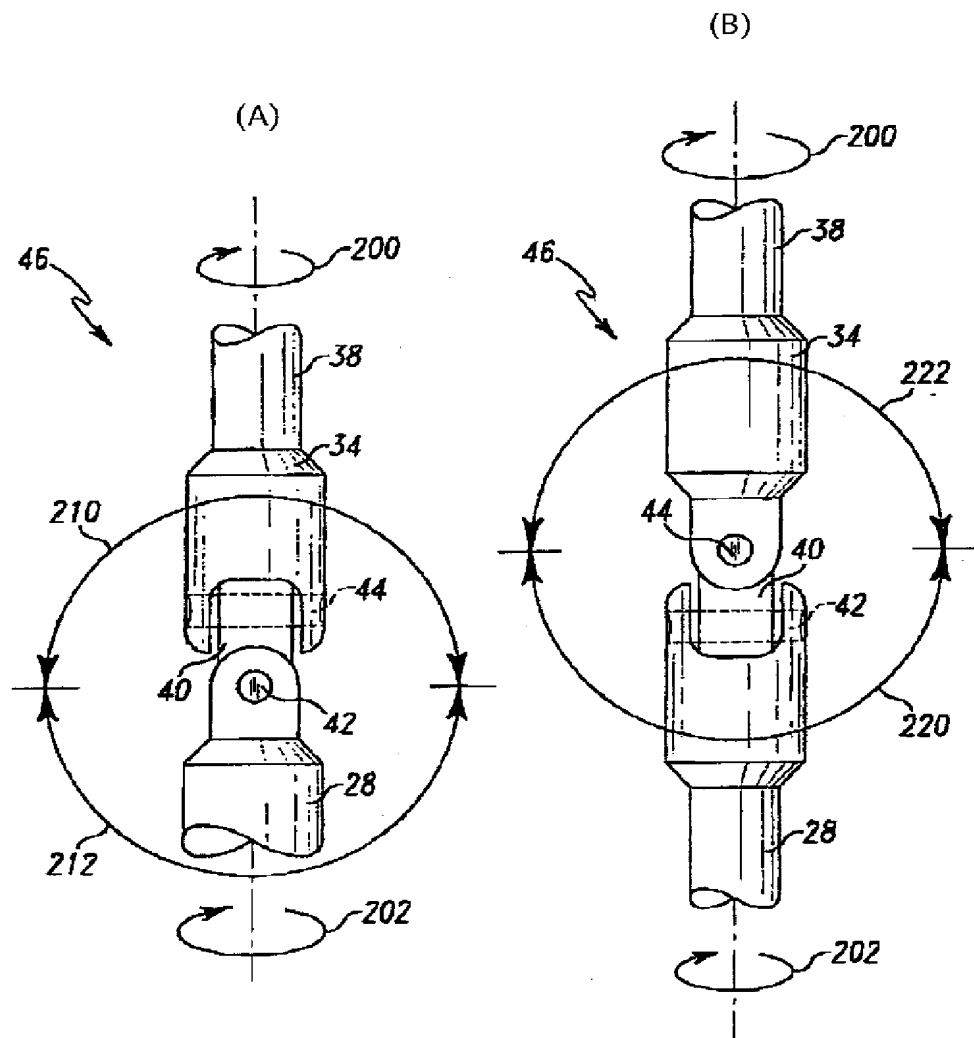


【図6】

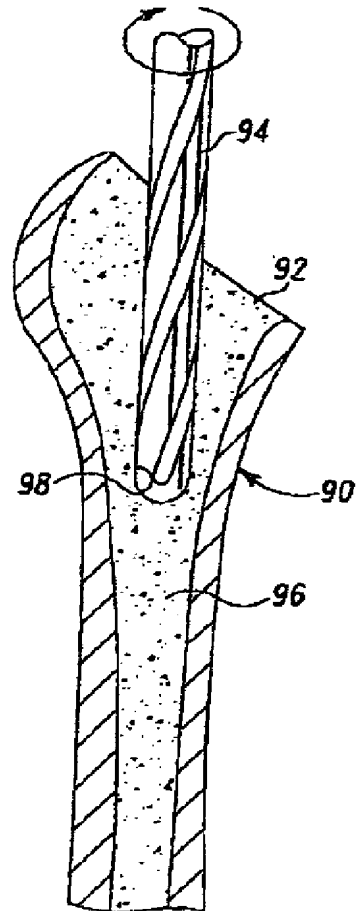




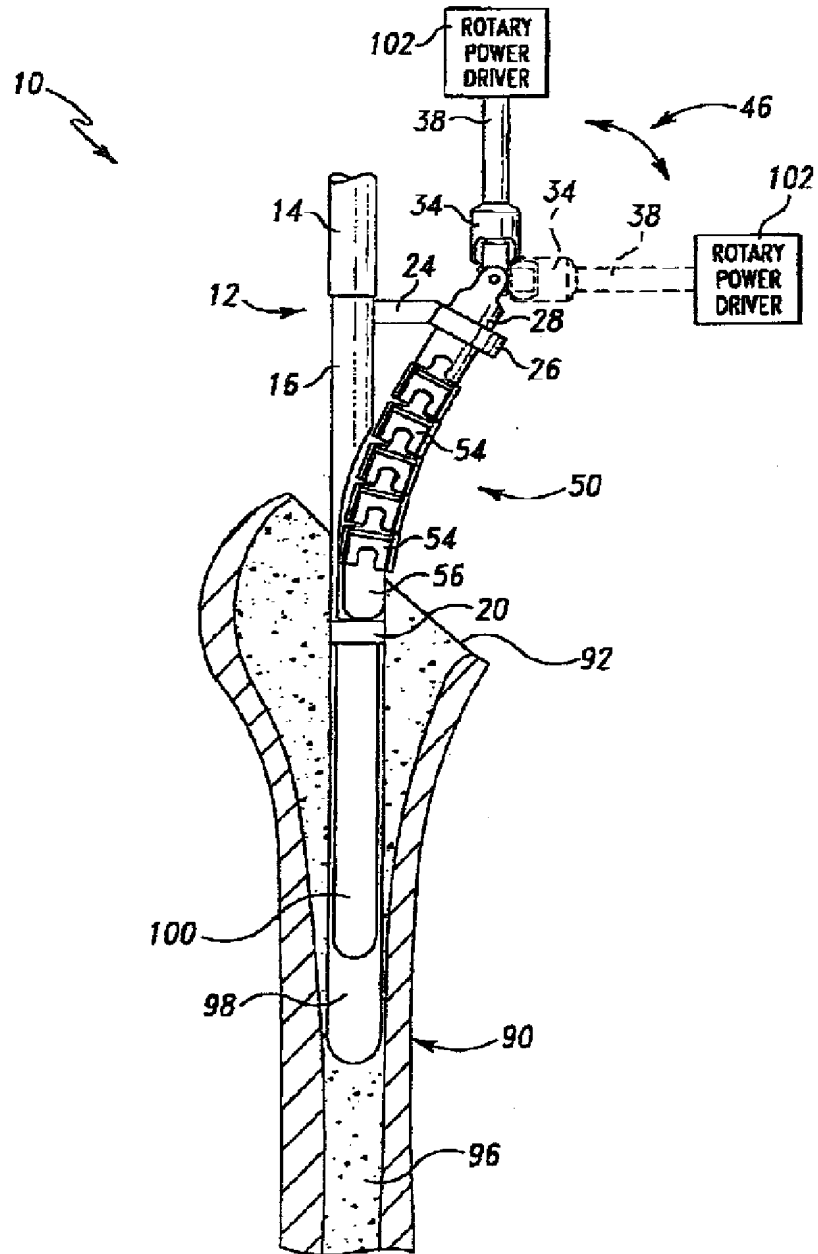
【図 7】



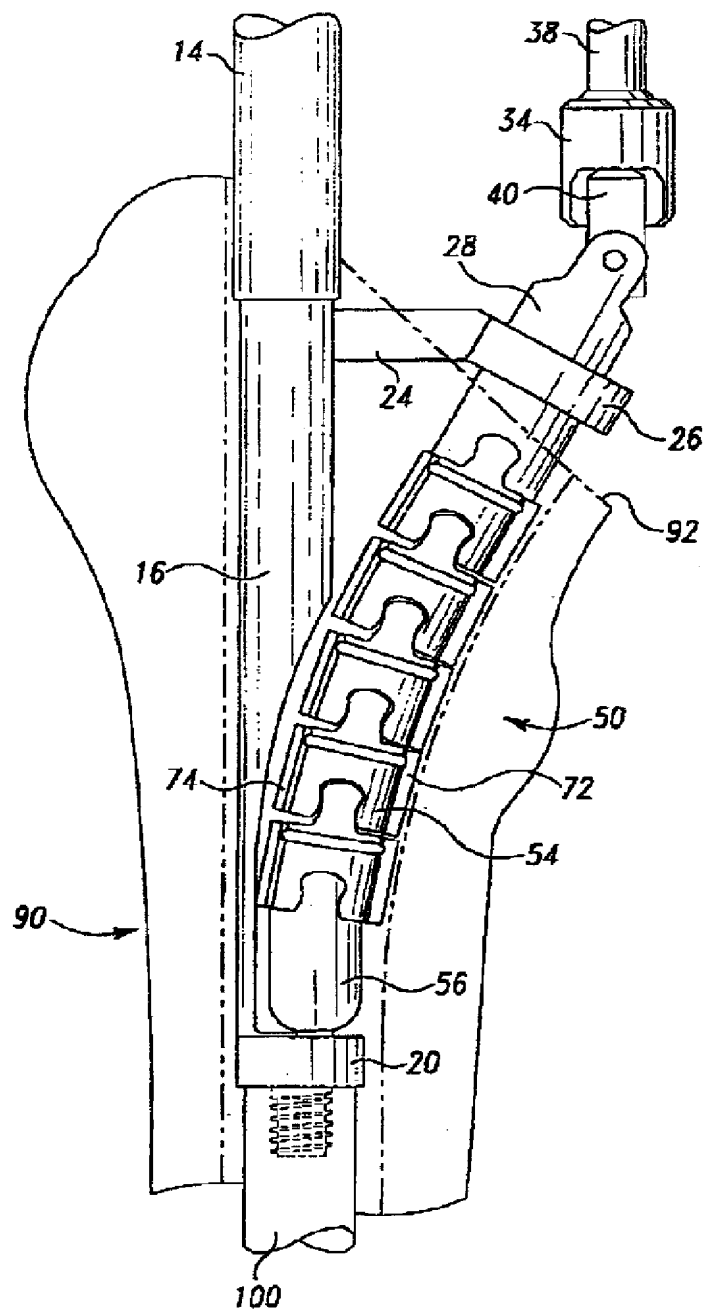
【図8】



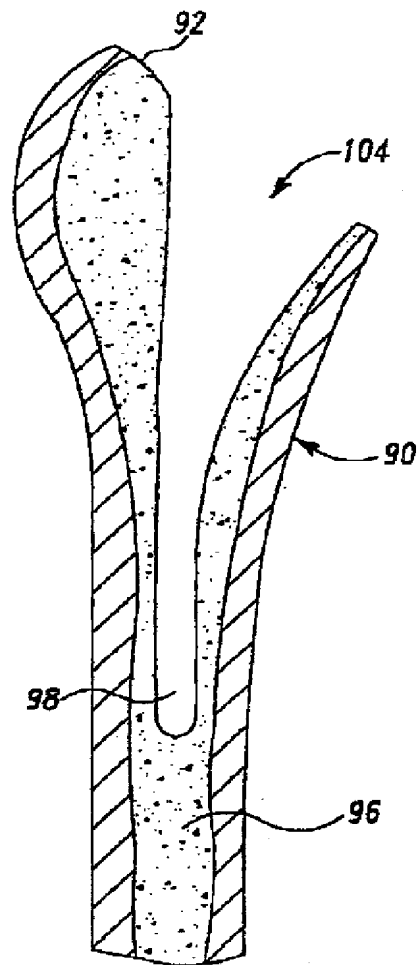
【図9】



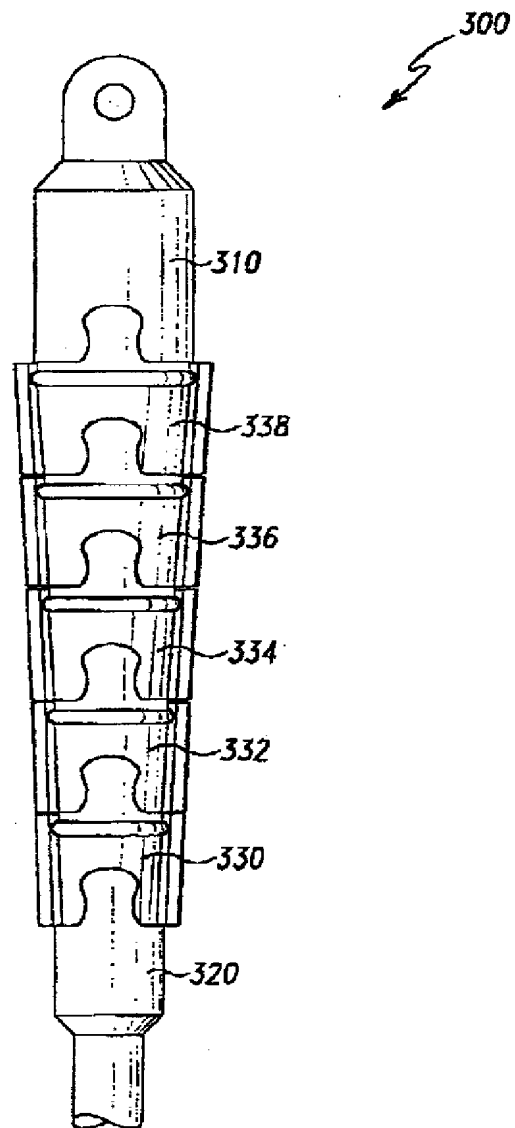
【図10】



【図11】



【圖12】



## 1. Abstract

A medical instrument and procedure is adapted to mill bone along a curve and with respect to at least two angles of orientation with respect to an input source of rotary motion. Particularly, the medical instrument is a bone milling apparatus that is configured to mill bone along a predetermined curved path or curve. The bone milling apparatus includes a reamer that is rotatable about a curved shaft which is retained by a frame. The shaft has a predetermined curve that corresponds to a desired milling curve. The reamer is comprised of a plurality of interconnected segments, with each segment having cutting surfaces such that each segment is a cutter. The reamer is thus flexible with respect to the interconnection between the individual segments.

## 2. Representative Drawing

Fig. 1